



Etude et modélisation du comportement dynamique d'un dispositif magnétique de micromanipulation : application au transport d'objets biologiques.

Michaël Dauge

► To cite this version:

Michaël Dauge. Etude et modélisation du comportement dynamique d'un dispositif magnétique de micromanipulation : application au transport d'objets biologiques.. Automatique / Robotique. Université de Franche-Comté, 2005. Français. NNT : . tel-00257940

HAL Id: tel-00257940

<https://theses.hal.science/tel-00257940>

Submitted on 21 Feb 2008

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Année : **2005**

N° ordre : 1133

THESE

présentée à

**L'UFR des Sciences et Techniques
de l'Université de Franche-Comté**

pour obtenir le

**GRADE DE DOCTEUR DE L'UNIVERSITE
DE FRANCHE-COMTE**

en Automatique

(Ecole Doctorale Sciences Physiques pour l'Ingénieur et Microtechniques)

Titre du Mémoire

**Etude et modélisation du comportement dynamique d'un
dispositif magnétique de micromanipulation : application
au transport d'objets biologiques.**

par

Michaël DAUGE

Soutenue le **20 décembre 2005** devant la Commission d'examen :

Rapporteurs :	Hannes Bleuler	Professeur à l'Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne
	Gérard Poisson	Professeur à l'IUT de Bourges
Examineurs :	Christine Prella	Maître de Conférences à l'U.T.C.
	Tijani Gharbi	Professeur à l'Université de Franche-Comté
Directeur de thèse :	Emmanuel Piat	Maître de Conférences à l'ENSMM
	Michaël Gauthier	Chargé de recherche au CNRS
Membre invité :	Christophe Roux	Professeur à l'Université de Franche-Comté

Table des matières

Remerciements	11
Note éthique	13
Lexique	15
Glossaire des notations	17
1 Introduction	19
1.1 Définition de la microrobotique	19
1.2 Effets d'échelles en micromanipulation	20
1.2.1 Force de gravité	21
1.2.2 Forces électrostatiques	21
1.2.3 Forces capillaires	21
1.2.4 Forces de Van der Waals	22
1.2.5 Force de pull-off	22
1.2.6 Conclusion sur les efforts	23
1.3 Problématique scientifique de la micromanipulation	23
1.3.1 Comportement des micro-objets	23
1.3.2 Nouvelles stratégies de micromanipulation	25
1.3.3 Domaine applicatif de la micromanipulation	25
1.4 Micromanipulation cellulaire	26
2 Micro-usine de manipulation cellulaire	27
2.1 Techniques de procréation médicalement assistée	27
2.1.1 Insémination artificielle intraconjugale	28
2.1.2 Fécondation <i>in-vitro</i>	28
2.1.3 Maturation <i>in-vitro</i>	28
2.1.4 Fécondation avec micro-injection du spermatozoïde	29
2.2 Fécondation avec micro-injection du spermatozoïde	29
2.2.1 Présentation générale	29
2.2.2 Différentes phases de l'ICSI	29
2.2.3 Contraintes biologiques et améliorations souhaitées	34
2.2.4 Solutions envisagées	38

2.3	Micro-cellule automatisée de traitement cellulaire	39
2.3.1	Concept de micro-usine	39
2.3.2	Micro-usine biologique	43
2.3.3	Conclusion sur la micro-usine	45
2.4	Conclusion du chapitre	45
3	Systèmes de transfert	47
3.1	Outils de déplacement de cellules	47
3.1.1	Electrophorèse	48
3.1.2	Diélectrophorèse	49
3.1.3	Forces magnétiques	50
3.1.4	Microfluidique	52
3.1.5	Association de la microfluidique avec d'autres techniques	52
3.1.6	Conclusion sur les dispositifs de déplacement de cellules	53
3.2	Dispositifs de déplacement d'une cellule unique	53
3.2.1	Manipulation sans contact	54
3.2.2	Manipulation avec contact	57
3.2.3	Conclusion sur les dispositifs de déplacement de cellule unique	64
3.3	Les actionneurs magnétiques	65
3.3.1	L'intérêt du magnétisme	66
3.3.2	Micro-actionneurs électromagnétiques en microrobotique	69
3.3.3	Synthèse sur les actionneurs magnétiques	76
3.4	Conclusion du chapitre	77
4	Dispositifs de transfert d'ovocytes <i>WIMS</i>	79
4.1	Dispositif de transfert d'ovocyte par actionnement magnétique	79
4.1.1	Objectifs et contraintes du dispositif de transfert de cellule unique	79
4.1.2	Présentation du dispositif expérimental	80
4.1.3	Modélisation du dispositif	82
4.1.4	Commande du dispositif	85
4.1.5	Expérimentations	85
4.1.6	Analyse critique du dispositif <i>WIMS</i>	88
4.2	Architecture du dispositif de transfert de cellule unique <i>WIMS2</i>	90
4.3	Architecture du modèle de comportement	94
4.3.1	Description générale du modèle	95
4.3.2	Bloc <i>champ</i>	96
4.3.3	Bloc <i>magnétique</i>	97
4.3.4	Bloc <i>effort</i>	98
4.3.5	Bloc <i>dynamique</i>	99
4.3.6	Commentaire sur les blocs fonctionnels	99
4.4	Dispositif expérimental	100
4.4.1	Dispositif de visualisation	100
4.4.2	Dispositif de manipulation	102
4.4.3	Dispositif de commande	103

4.5	Conclusion du chapitre	105
5	Comportement magnétique du pousseur	107
5.1	Objectifs du bloc <i>magnétique</i>	107
5.2	Comportement magnétique du pousseur et hypothèses de travail	108
5.2.1	Notations et repères	108
5.2.2	Comportement d'un matériau ferromagnétique	108
5.2.3	Hypothèses	112
5.2.4	Equations caractéristiques du vecteur aimantation	115
5.3	Algorithme de calcul	117
5.3.1	Description du modèle de comportement magnétique	117
5.4	Résultats	119
5.4.1	Comparaison entre notre modélisation et <i>Flux3D</i> [®]	119
5.4.2	Evaluation des hypothèses émises	121
5.5	Conclusion du chapitre	126
6	Comportement dynamique du pousseur	129
6.1	Fonctionnalité des blocs <i>effort</i> et <i>dynamique</i>	129
6.1.1	Etude dynamique du pousseur	129
6.1.2	Liens entre les blocs <i>effort</i> et <i>dynamique</i>	136
6.1.3	Conclusion sur les blocs <i>effort</i> et <i>dynamique</i>	137
6.2	Bloc <i>effort</i>	138
6.2.1	Recherche de la position angulaire à l'équilibre du pousseur	138
6.2.2	Validation des résultats du modèle <i>Matlab</i> [®]	141
6.2.3	Conclusion du bloc <i>effort</i>	148
6.3	Bloc <i>dynamique</i>	148
6.3.1	Fonctionnement du modèle	148
6.3.2	Résultats du modèle <i>Matlab</i> [®]	149
6.4	Conclusion	152
7	Exploitation du modèle, résultats expérimentaux et perspectives	153
7.1	Simplification et exploitation du modèle	153
7.1.1	Simplification de l'algorithme	153
7.1.2	Exploitation du modèle	160
7.2	Résultats des expérimentations	161
7.3	Perspectives	165
7.3.1	Biocompatibilité des matériaux	166
7.3.2	Automatisation de la manipulation	166
7.3.3	Utilisation d'un aimant permanent comme pousseur	167
7.3.4	Utilisation d'une source de champ variable	167
7.4	Conclusion	168
	Conclusion générale	169

A	Magnétisme	171
A.1	Relations de continuité magnétique	171
A.2	Colinéarité des vecteurs	173
A.3	Efforts induit par l'aimant sur le pousseur	173
B	Comportement du pousseur	175
B.1	Méthode de la fausse position ou <i>regula falsi</i>	175
B.2	Détermination de la position d'équilibre stable du pousseur	177
B.3	Détermination de la constante de temps du comportement du pousseur . .	179
B.3.1	Calcul de la constante de temps	179
B.3.2	Calcul du moment d'inertie	179
B.3.3	Application numérique	181
C	Vidéos présentes sur le cédérom	183

Table des figures

1.1	Représentation de la microrobotique.	20
1.2	Ménisque aqueux.	22
1.3	Influence des forces d'attraction et d'adhésion.	24
2.1	Ovocyte en présence de spermatozoïdes pour une FIV ou une MIV.	28
2.2	Complexe cumulo-ovocytaire : ovocyte et cellules folliculaires.	30
2.3	Nettoyage mécanique des ovocytes.	31
2.4	Préparation des gamètes avant fécondation.	32
2.5	Fécondation de l'ovocyte.	33
2.6	Saisie d'un spermatozoïde.	34
2.7	Dispositif d'injection pour ICSI.	36
2.8	Deuxième prototype de micro-usine (MEL-2000).	41
2.9	Dispositifs de micro-usine développés par Olympus.	41
2.10	Exemple de micro-usine modulaire	42
2.11	Concept de micro-usine.	44
3.1	Principe de l'électrophorèse.	48
3.2	Tri de cellules par diélectrophorèse.	50
3.3	Cage diélectrophorétique.	51
3.4	Principe du tri magnétique de cellules.	51
3.5	Transfert de cellule dans un réseau microfluidique par électrophorèse.	53
3.6	Déplacement par onde progressive.	54
3.7	Positionnement de cellules par diélectrophorèse	55
3.8	Electrorotation d'une cellule par diélectrophorèse	56
3.9	Principe du laser trapping.	56
3.10	Laser trapping et diélectrophorèse négative.	57
3.11	Dispositif de traitement d'ovocyte	58
3.12	Liaison entre une cellule et un wafer en silicium.	59
3.13	Pince à deux doigts de type « baguette chinoise ».	60
3.14	Microrobot manipulateur en polymère actif.	61
3.15	Manipulation d'ovocytes.	61
3.16	Dispositif de poussée de billes par AFM.	62
3.17	Concept de microrobots mobiles pour la manipulation de cellules.	63

3.18	Manipulation d'une levure avec deux microsphères en polystyrène.	63
3.19	Mouvement oscillatoire des cils.	64
3.20	Exemples de dispositifs de translation par cils.	64
3.21	Micro-aimant ($50 \times 100 \mu m^2$).	66
3.22	Structure bistable.	68
3.23	Schéma d'un moteur de montre de type Lavet.	70
3.24	Micromoteurs rotatifs.	71
3.25	Microactionneur linéaire.	72
3.26	Microactionneur linéaire.	72
3.27	Dispositif de mesure d'effort par lévitation passive.	73
3.28	Micropositionnement par lévitation magnétique active.	74
3.29	Pompe ferrofluidique.	75
3.30	Levier actionné par magnétostriction.	76
3.31	Soupape actionnée par un AMFm.	76
4.1	Exemple de micro-usine modulaire.	80
4.2	Dispositif de micromanipulation <i>WIMS</i>	81
4.3	Dispositif de commande du <i>WIMS</i>	82
4.4	Orientation du pousleur.	83
4.5	Comportement en translation du pousleur.	84
4.6	Description du comportement du pousleur.	86
4.7	Stratégie de commande.	87
4.8	Manipulation d'une bille de polystyrène.	88
4.9	Manipulation d'ovocyte humain de $150 \mu m$ de diamètre.	89
4.10	Problèmes liés à l'architecture du <i>WIMS1</i>	91
4.11	Principe du <i>WIMS2</i>	92
4.12	Concept de la micro-usine en vue de dessus.	92
4.13	Difficultés rencontrées durant la poussée.	93
4.14	Exemple de traitement d'ovocyte.	93
4.15	Schéma bloc symbolisant le modèle de comportement dynamique.	96
4.16	Position et orientation relative entre le pousleur et l'aimant.	98
4.17	Schéma bloc du modèle de comportement du pousleur.	100
4.18	Dispositif expérimental du <i>WIMS2</i>	101
4.19	Schéma du dispositif expérimental.	103
4.20	Synopsis de l'application pilotant des axes de translation motorisés.	104
5.1	Position relative entre le pousleur et l'aimant.	108
5.2	Domaines et parois.	109
5.3	Relations entre le champ magnétique à vide et l'aimantation interne.	110
5.4	Cycle d'hystérésis d'un matériau ferromagnétique.	111
5.5	Courbe de première aimantation.	111
5.6	Orientation possible de l'aimantation interne du pousleur.	113
5.7	Equations de continuité.	116
5.8	Mémorisation les informations nécessaire à la modélisation.	118

5.9	Calcul du champ magnétique total.	121
5.10	Comparaison entre le modèle <i>Flux3D</i> [®] et par le modèle <i>Matlab</i> [®]	122
5.11	Evolution de l'orientation du vecteur aimantation interne du pousseur.	123
5.12	Evolution de l'angle θ_i	124
5.13	Evolution de l'angle φ_i	125
6.1	Repère \mathcal{R}_m associé au mur vertical	130
6.2	Efforts engendrés par l'aimant sur le pousseur	131
6.3	Efforts subis par le pousseur pendant le mouvement.	133
6.4	Phénomène de <i>stick-slip</i>	135
6.5	Evolution du couple magnétique subit par le pousseur.	139
6.6	Recherche de la position d'équilibre stable α du pousseur.	140
6.7	Evolution de la force F_{mza} en fonction de la distance à l'aimant OI_{za}	142
6.8	Dispositif expérimental pour la mesure de la force F_{za} subi par le pousseur.	143
6.9	Vérification de la valeur de l'angle α fournie par le modèle <i>Matlab</i> [®]	144
6.10	Dispositif expérimental pour la mesure de l'inclinaison β du pousseur.	144
6.11	Orientation β du pousseur à l'équilibre et forces magnétiques subies.	146
6.12	Evolution de l'inclinaison β du pousseur.	147
6.13	Vue éclatée du bloc <i>dynamique</i>	149
6.14	Dispositif expérimental d'acquisition de trajectoire du pousseur.	150
6.15	Trajectoire du pousseur.	151
6.16	Exemple de trajectoire expérimentale du pousseur	152
7.1	Erreur relative sur l'orientation (α, β) prise par le pousseur.	155
7.2	Orientation θ_i du vecteur aimantation au sein du pousseur.	156
7.3	Principe de l'évolution de la position d'équilibre du pousseur.	156
7.4	Orientation β du pousseur en fonction de l'hypothèse choisie.	157
7.5	Evolution de l'erreur sur l'orientation β	158
7.6	Erreur de positionnement induite par la nouvelle hypothèse.	159
7.7	Influence de la forme de l'aimant sur la trajectoire du pousseur.	160
7.8	Support permettant de manipuler des micro-objets.	162
7.9	Illustration de la sédimentation des billes de verre dans le sas d'entrée	162
7.10	Cycle de va-et-vient d'une bille non télé-opéré en boucle ouverte.	163
7.11	Cycle de déplacement de 3 billes dans le support.	163
7.12	Poussée d'un ovocyte humain avec le dispositif <i>WIMS2</i>	164
7.13	Illustration du comportement de l'ovocyte	165
A.1	Continuité de la composante normale du champ magnétique	172
A.2	Continuité de la composante tangentielle de l'excitation magnétique	172
B.1	Algorithme de recherche de l'angle α à l'équilibre.	176
B.2	Positions d'équilibres possibles.	177
B.3	Evolution du couple magnétique en fonction de la valeur de l'angle α	178
B.4	Linéarisation de l'évolution du couple et de la force magnétique.	180
B.5	Rotation d'une plaque parallélépipédique autour d'un axe	181

Liste des tableaux

2.1	Tableau récapitulatif du processus de l'ICSI	35
4.1	Evolution du système <i>Wims</i>	94
4.2	Evolution des déplacements des cellules	95
6.1	Constante de temps des mouvements du pousseur	136
B.1	Constante de temps des mouvements du pousseur	181
C.1	Désignation des vidéos	183

Remerciements

Je remercie Monsieur Alain Bourjault, professeur à l'ENSMM et directeur du Laboratoire d'Automatique de Besançon (LAB), pour m'avoir permis de mener ces travaux de recherche dans d'excellentes conditions au sein du groupe de recherche *Systèmes Automatisés de Micromanipulations et de Micro-assemblages (SAMMI)*.

J'adresse toute ma reconnaissance à Monsieur Michaël Gauthier, Chargé de Recherche au CNRS et mon prédécesseur sur cette problématique de recherche, pour la qualité son encadrement, sa grande disponibilité ainsi que son aide précieuse tout au long de ces trois années.

Je remercie Monsieur Nicolas Chaillet, Professeur à l'Université de Franche-Comté et directeur adjoint du LAB, pour avoir accepté de diriger cette thèse durant les deux premières années.

Je remercie également Monsieur Emmanuel Piat, HDR, Maître de conférences à l'ENSMM et précurseur de ce projet, pour m'avoir encadré tout au long de ces travaux ainsi que pour avoir dirigé cette thèse durant sa dernière année.

J'exprime ma gratitude à Monsieur Hannes Bleuler, Professeur à l'Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne et à Monsieur Gérard Poisson, Professeur à l'Université d'Orléans, pour m'avoir fait l'honneur de rapporter ce travail.

Je tiens à remercier Monsieur Tajani Gharbi, Professeur à l'Université de Franche-Comté, pour avoir accepté de présider ma soutenance de thèse. Je remercie également Madame Christine Prelle, Maître de conférence à l'Université de Technologie de Compiègne, pour avoir accepté de juger ce travail.

Je remercie Monsieur Christophe Roux, professeur à l'Université de Franche-Comté, pour avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse et pour m'avoir permis d'expérimenter sur des ovocytes le dispositif étudié dans cette thèse.

Enfin, je tiens à remercier l'ensemble des personnes qui m'ont porté assistance tout au long de mon travail, ainsi que tous les membres du laboratoire qui m'ont permis

d'effectuer mes travaux de recherches dans une excellente ambiance durant ces trois années.

Note éthique

La manipulation d'ovocytes étant un domaine faisant intervenir la bioéthique, la mise au point du dispositif présenté dans ce mémoire fait appel à des ovocytes humains impropres à l'injection intra-cytoplasmique d'un seul spermatozoïde (ICSI) (en stade vésicule germinative, métaphase I, dysmorphiques) ou ayant fait l'objet d'échec de fécondation (absence de fécondation ou anomalie de fécondation à J1, avec absence de clivage à J2-J3).

De plus l'utilisation faite de ces ovocytes a été autorisée par le comité d'éthique clinique du CHU de BESANCON lors de la séance du 5 mai 2004.

Lexique

- Agent extérieur : tout élément, vivant ou non, qui ne fait pas partie naturellement d'un milieu biologique donné ;
- Azoospermie : absence de spermatozoïde dans le sperme éjaculé ;
- Cellules folliculaires : cellules qui entourent l'ovocyte ;
- Complexe cumulo-ovocytaire : ensemble formé par l'ovocyte et les cellules folliculaires ;
- AMP : Assistance Médicale de Procréation ;
- Cytoplasme : matière vivante à l'intérieur d'une cellule, à l'exclusion du noyau ;
- Ejaculation rétrograde : éjaculation du sperme dans la vessie ;
- Estradiol : principale hormone œstrogène sécrétée chez l'humain ;
- FIV : Fécondation In Vitro ;
- Follicule : ensemble contenant l'ovocyte, les cellules folliculaires et le liquide folliculaire ;
- Gamète : cellule reproductrice mâle ou femelle ;
- Globule polaire : petite cellule émise lors des divisions de méiose durant l'ovogenèse qui manifeste la maturité nucléaire de l'ovocyte ;
- Gonadotrophine : se dit de l'une des hormones ayant une activité spécifique sur les ovaires ou les testicules ;
- IAC : Insémination Artificielle intraConjugale ;
- ICSI : Intra Cytoplasmic Sperm Injection ;
- IIU : Insémination Intra Utérine ;
- Méiose : Processus de division cellulaire en deux étapes qui, d'une cellule diploïde (à 46 chromosomes), aboutit à la formation de deux cellules haploïdes (à 23 chromosomes) ;
- Milieu de culture : milieu synthétique reproduisant le milieu folliculaire ; Placé en étuve, ce milieu nourrit l'ovocyte et contribue à son développement ;
- MIV : Maturation In Vitro ;
- Nécrospérme : test qui permet de déterminer le nombre de spermatozoïdes morts contenu dans le sperme ;
- Oligo-asthénospermies : anomalies sur le nombre, la mobilité ou la forme des spermatozoïdes ;
- Ovocyte : cellule reproductrice femelle de 150 μm de diamètre dans le cas d'une cellule humaine ;

- Pronuclei : 2 noyaux visibles au centre de l'ovocyte et qui traduisent que la fécondation a bien eu lieu ; Ils correspondent aux chromosomes d'origine maternelle et paternelle ; Si la fécondation a eu lieu de façon normale, on voit 2 pronuclei ; S'il n'y en a qu'un ou plus de 2, il s'agit d'une fécondation anormale ;
- Spermatozoïde : cellule reproductrice mâle 55 μm de longueur chez l'homme (5 μm pour la tête et 50 μm pour le flagelle) ;
- Varicocèle : dilatation variqueuse des veines du cordon spermatique ;
- Zone pellucide : zone de l'ovocyte qui enrobe le globule polaire et le cytoplasme.

Glossaire des notations

Ce glossaire regroupe les notations mathématiques récurrentes utilisées dans ce mémoire de thèse.

- (α, β) : orientation relative entre la surface de l'aimant et le pousseur ;
- $\vec{\Gamma}_t$: couple total subi par le pousseur ;
- $\Gamma_{tx_{a,p,m}}$: composante suivant l'axe \vec{x} du couple total subi par le pousseur dans le repère \mathcal{R}_a , \mathcal{R}_p ou \mathcal{R}_m ;
- $\Gamma_{ty_{a,p,m}}$: composante suivant l'axe \vec{y} du couple total subi par le pousseur dans le repère \mathcal{R}_a , \mathcal{R}_p ou \mathcal{R}_m ;
- $\Gamma_{tz_{a,p,m}}$: composante suivant l'axe \vec{z} du couple total subi par le pousseur dans le repère \mathcal{R}_a , \mathcal{R}_p ou \mathcal{R}_m ;
- $\vec{\Gamma}_m$: couple magnétique subi par le pousseur ;
- (θ_0, φ_0) : orientation du vecteur du champ magnétique à vide \vec{B}_0 ;
- (θ_i, φ_i) : orientation du vecteur aimantation magnétique interne du pousseur ;
- \vec{B}_0 : champ magnétique fourni par l'aimant permanent et appelé champ magnétique à vide ;
- $\vec{B}_{0n}, \vec{B}_{in}$: composante normale à la surface du pousseur des vecteurs \vec{B}_0 et \vec{B}_i ;
- $B_{0(x,y,z)(a,p,m)}$: composante suivant les axes x, y, z du vecteur \vec{B}_0 dans le repère \mathcal{R}_a , \mathcal{R}_p ou \mathcal{R}_m ;
- \vec{B}_i : champ magnétique interne au pousseur ;
- $B_{0(x,y,z)(a,p,m)}$: composante suivant les axes x, y, z du vecteur \vec{B}_i dans le repère \mathcal{R}_a , \mathcal{R}_p ou \mathcal{R}_m ;
- \vec{B}_t : champ magnétique dans tout l'espace de travail en présence du pousseur ;
- $B_{0(x,y,z)(a,p,m)}$: composante suivant les axes x, y, z du vecteur \vec{B}_t dans le repère \mathcal{R}_a , \mathcal{R}_p ou \mathcal{R}_m ;
- C_f : conditions de frottement ;
- C_i : conditions initiales en position, vitesse et accélération du pousseur ;
- \vec{F}_a : force d'adhérence ou frottement statique ;
- \vec{F}_f : force de frottement ou frottement dynamique ;
- \vec{F}_{ext} : force subi par le pousseur d'origine non magnétique ;
- $F_{ext(x,y,z)(a,p,m)}$: composante suivant les axes x, y, z du vecteur \vec{F}_{ext} dans le repère \mathcal{R}_a , \mathcal{R}_p ou \mathcal{R}_m ;
- \vec{F}_{fN} : force de frottement normale au mur ;

- $\overrightarrow{F_{fT}}$: force de frottement tangentielle au mur ;
- $F_{fT(x,y)(a,p,m)}$; composante suivant les axes x, y du vecteur $\overrightarrow{F_{fT}}$ dans le repère \mathcal{R}_a , \mathcal{R}_p ou \mathcal{R}_m ;
- f_a : coefficient d'adhérence ou coefficient de frottement statique ;
- f_f : coefficient de frottement ou coefficient de frottement dynamique ;
- $\overrightarrow{F_m}$: force magnétique appliquée par l'aimant sur le pousseur ;
- $F_{m(T,N)}$: composante normale et tangentielle à la surface du pousseur du vecteur $\overrightarrow{F_m}$;
- $\overrightarrow{H_0}$: excitation magnétique induite par l'aimant ;
- $\overrightarrow{H_i}$: excitation magnétique interne au pousseur ;
- I : point de contact entre le pousseur et le mur ;
- $\overrightarrow{M_i}$: aimantation interne du pousseur ;
- $M_{i(x,y,z)(a,p,m)}$: composante suivant les axes x, y du vecteur $\overrightarrow{M_i}$ dans le repère \mathcal{R}_a , \mathcal{R}_p ou \mathcal{R}_m ;
- $\overrightarrow{M_{i2}}$: aimantation interne du pousseur dans l'hypothèse où celle-ci est comprise dans le plan du pousseur ;
- $\overrightarrow{M_s}$: aimantation à saturation du pousseur ;
- $\overrightarrow{\mathcal{M}_m}$: moment des forces magnétiques subi par le pousseur ;
- O : centre de la surface du pousseur ;
- $OI_{(x,y,z)p,a,m}$: distance suivant les axes \overrightarrow{x} , \overrightarrow{y} et \overrightarrow{z} entre le point O et le point I dans le repère \mathcal{R}_a , \mathcal{R}_p ou \mathcal{R}_m ;
- P : point quelconque appartenant au pousseur ;
- \mathcal{R}_a : repère associé à l'aimant ;
- \mathcal{R}_p : repère associé au pousseur ;
- \mathcal{R}_m : repère associé au mur ;
- \overrightarrow{V} : vitesse du pousseur.

Chapitre 1

Introduction

Notre objectif est d'étudier un dispositif de transfert de cellules uniques de type ovocyte et de l'intégrer au sein d'une micro-usine en utilisant un principe d'actionnement magnétique. Notre application qui entre dans le cadre de la microrobotique, doit prendre en considération les contraintes liées au monde microscopique, aussi appelé « micro-monde ». Le but de cette introduction est de définir le domaine de recherche de la microrobotique, d'exposer l'influence de la miniaturisation sur la micromanipulation et de présenter la problématique scientifique de nos travaux.

1.1 Définition de la microrobotique

La microrobotique ne possède actuellement pas de définition internationale normalisée. Nous pouvons la caractériser comme étant la discipline qui s'attache à concevoir, réaliser, étudier et commander les microrobots [1].

Le terme microrobot ne s'applique pas exclusivement au robot dont la taille n'excède pas quelques millimètres cube, il faut également considérer son domaine applicatif. De ce fait, même si un robot n'est pas de dimensions micrométriques¹, il peut tout de même être qualifié de microrobot si :

- il est capable de remplir son rôle de manipulation, transformation, test, mesure, tri et assemblage des micro-objets sur au moins une de leurs dimensions dans le micromonde. Dans pareil cas, le seul impératif est que les organes terminaux du dispositif microrobotique soient de dimensions micrométriques. La résolution de positionnement requise est alors en général nanométrique ;
- et/ou
- il est capable de remplir son rôle dans un environnement très confiné : canalisations industrielles, corps humains, satellites, etc. Le microrobot doit alors pouvoir effectuer sa tâche en respectant les impératifs de dimensions liés au confinement ;
- et/ou
- il est capable de respecter les contraintes de dimensionnement dans un souci de miniaturisation, de gain d'énergie, de fiabilité, de coût ou une meilleure adéquation

¹Dimensions comprises entre 1 μm et 1 mm.

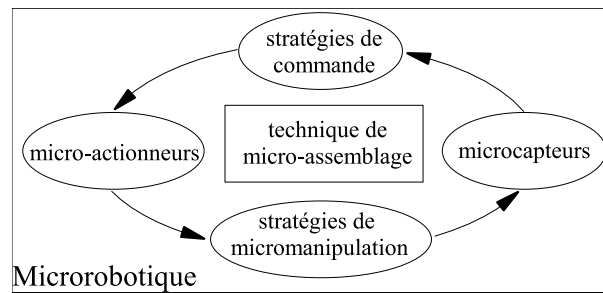


FIG. 1.1 – Représentation de la microrobotique.

avec les dimensions de son environnement (même sans confinement).

Parce que la microrobotique s'intéresse au micromonde en général, elle est un domaine pluridisciplinaire qui regroupe des composantes liées les unes aux autres (voir figure 1.1) :

- les stratégies de commande ;
- les micro-actionneurs utilisant des principes physiques performant dans le micromonde ;
- les stratégies de micromanipulation adaptées aux spécificités du micromonde ;
- les microcapteurs pour la perception de l'environnement ;
- les techniques de micro-assemblage.

Le dispositif présenté dans ce mémoire entre dans le domaine de la micromanipulation. Nous allons donc nous intéresser uniquement à cette catégorie. Pour définir les problématiques liées à la micromanipulation, nous devons dans un premier temps étudier l'influence des effets d'échelle sur le comportement dynamique des objets.

1.2 Effets d'échelles en micromanipulation

Les effets quantiques demeurant négligeables, la micromanipulation reste dans le champ de la physique newtonienne [96]. Cependant, en raison des effets d'échelles, la miniaturisation des macro-systèmes les rend inopérants.

En effet, un objet, quel qu'il soit, subit un grand nombre d'efforts. Ceux-ci sont liés à des caractéristiques géométriques qu'on peut décomposer en trois grandes classes : longueur (L), surface (L^2) et volume (L^3). Avec la miniaturisation, la décroissance logarithmique des efforts liés au volume est plus importante que celle des efforts liés à la surface et à la longueur. Cet état a pour conséquence de modifier l'équilibre des forces existant dans le macromonde.

Afin de comprendre comment s'effectue la transition du macromonde vers le micromonde, nous allons exposer les forces qui ont une influence soit dans le macromonde soit dans le micromonde.

Ces forces sont au nombre de cinq :

- la force de gravité ;

- les forces électrostatiques : forces de Coulomb entre deux objets chargés ;
- les forces capillaires liées aux conditions environnementales du problème : humidité, température, etc...
- les forces de Van der Waals (VdW) : forces d'interactions à courtes distances entre deux surfaces ;
- la force de pull-off : force nécessaire pour détacher un objet d'un substrat.

Le fait d'exprimer ces forces en fonction des dimensions des objets concernés va nous permettre de définir l'influence de la réduction d'échelle sur celles-ci.

1.2.1 Force de gravité

La force de gravité correspond au poids d'un objet défini par :

$$F_g = V\rho g \quad (1.1)$$

avec V le volume du micro-objet et ρ sa masse volumique.

1.2.2 Forces électrostatiques

Les forces électrostatiques F_e apparaissent entre deux charges quand des particules chargées sont en présence. Ces forces d'attraction ou de répulsion ont pour conséquence de générer un effort d'attraction ou de répulsion entre les objets et s'expriment par l'intermédiaire de la loi de Coulomb[96] :

$$F_e = \sum_{S_1, S_2} \frac{Q_1 Q_2}{4\pi\epsilon_0\epsilon d^2(Q_1, Q_2)} \quad (1.2)$$

avec :

$$\left\{ \begin{array}{l} S_1, S_2 : \text{surfaces respectives des objets 1 et 2} \\ Q_1, Q_2 : \text{charges respectives sur } S_1 \text{ et } S_2 \\ \epsilon_0 : \text{permittivité de l'air} \\ \epsilon : \text{permittivité relative du milieu} \\ d(Q_1, Q_2) : \text{distance entre les charges} \end{array} \right.$$

Ces ou cette force perturbe de manière importante les micro-objets. En effet lors de la micromanipulation, des charges peuvent se former par tribo-électrification.

1.2.3 Forces capillaires

Dès que le taux d'hygrométrie dépasse 60% [96], un ménisque aqueux se crée sur toutes les surfaces. Lors du contact entre deux surfaces, ce phénomène engendre l'apparition d'une nouvelle force : la force d'adhésion capillaire F_v . Dans le cadre d'une interaction sphère-plan, la force d'interaction capillaire peut être définie par (voir figure 1.2) :

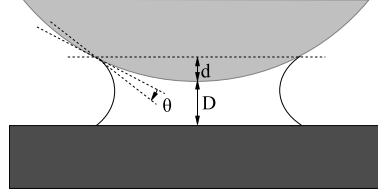


FIG. 1.2 – Ménisque aqueux [96].

$$F_c = \frac{4\pi R \gamma_l \cos(\theta)}{1 + D/d} \quad (1.3)$$

avec :

$$\begin{cases} \gamma_l : \text{la tension de surface du liquide} \\ \theta : \text{l'angle de contact du liquide sur la surface} \\ d : \text{la hauteur d'immersion} \\ D : \text{la distance du contact} \end{cases}$$

1.2.4 Forces de Van der Waals

Les forces de Van der Waals F_{vdw} sont issues de la polarisation des atomes et des molécules présents dans les matériaux usités. A courte distance, ces forces créent une attraction entre des objets suffisamment proches. La relation qui permet de déterminer cette force entre une sphère et un plan est définie comme suit [96] :

$$F_{vdw}(D) = -\frac{AR}{6D^2} \quad (1.4)$$

avec :

$$\begin{cases} R : \text{est le rayon de la sphère} \\ D : \text{la distance séparant la sphère du plan} \\ A : \text{la constante de Hamaker} \end{cases}$$

La constante de Hamaker est fonction de la nature des matériaux considérés [96]. La portée maximale de cette force est de l'ordre de 100 nm.

1.2.5 Force de pull-off

La force de pull-off F_p correspond à l'effort nécessaire pour rompre la surface de contact entre l'objet et son substrat. Dans le cas d'une surface de contact entre une sphère de rayon R et un substrat plan, cette force de décollement est exprimée par :

$$F_p = -\left(\frac{7}{4} - \frac{1}{4} \cdot \frac{4.04\lambda^{\frac{1}{4}} - 1}{4.04\lambda^{\frac{1}{4}} + 1}\right) \pi R W_{12} \quad (1.5)$$

avec :

$$\begin{cases} W_{12} : \text{le travail d'adhésion entre les deux objets en contact} \\ \lambda : \text{le paramètre d'élasticité de Maugis [77, 96]} \end{cases}$$

Cette force de pull-off permet de modéliser l'effet d'adhésion entre deux micro-objets en contact.

1.2.6 Conclusion sur les efforts

De manière générale, les forces électrostatiques sont prépondérantes dans le cas d'interaction à distance entre deux objets supérieure à 100 nm. Les forces de Van der Waals influencent le comportement des micro-objets entre le contact et une distance maximale de portée de 100 nm, ces effets ont donc *a priori* peu d'influence sur les micro-objets. Enfin lorsque deux objets sont en contact, les effets d'adhésion peuvent être modélisés par la force de pull-off et la force capillaire. Le faible volume des objets utilisés induit que la force de gravité est négligeable par rapport aux autres forces.

1.3 Problématique scientifique de la micromanipulation

1.3.1 Comportement des micro-objets

L'objectif de cette section est de décrire l'influence des différentes forces. Cette différenciation va s'effectuer sur un exemple de saisie/dépose d'un objet à l'aide d'une pince où plusieurs cas de figure peuvent se présenter :

lors de la saisie :

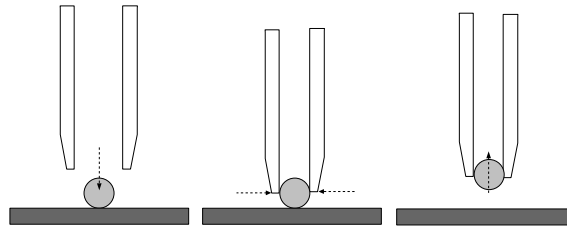
- les forces d'adhésion (pull-off et capillarité) entre l'objet et le substrat sont supérieures aux forces d'attraction entre l'objet et la pince (électrostatique) : la saisie s'effectue comme pour un objet macroscopique (voir figure 1.3(a)) ;
- les forces d'adhésion entre l'objet et le substrat sont inférieures aux forces d'attraction entre l'objet et la pince : sous l'effet des forces d'attraction, l'objet se déplace spontanément vers l'outil jusqu'à ce qu'il y ait contact (voir figure 1.3(b)).

lors de la dépose :

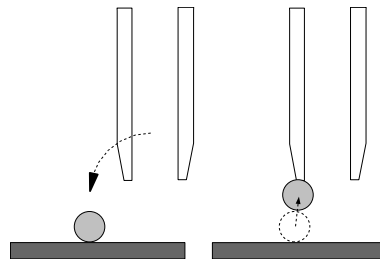
- les forces d'adhésion entre l'objet et le substrat sont supérieures à celles entre l'objet et la pince : la dépose s'effectue comme pour un objet macroscopique (voir figure 1.3(c)) ;
- les forces d'adhésion entre l'objet et le substrat sont inférieures à celles entre l'objet et la pince : l'objet reste collé à un des doigts de la pince (voir figure 1.3(d)).

Le nouvel équilibre des forces rend plus difficile la saisie et la dépose des objets. En effet la micromanipulation est grandement tributaire des conditions atmosphériques en milieu sec ou des propriétés du liquide en milieu immergé [132]. Ces conditions atmosphériques sont de plus variables dans l'espace (matériaux en contact, géométrie, rugosité locale,...) et dans le temps (tribo-électrification, modification des conditions d'environnement, humidité, température).

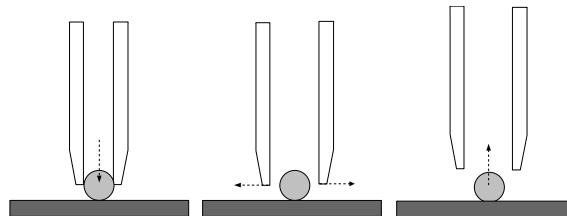
Afin de contrôler la phase de manipulation, il est important avant tout de maîtriser ces paramètres et les conséquences sur le comportement dynamique des objets. En effet, la faiblesse de la masse des objets induit de très fortes accélérations : jusqu'à 10^5 m.s^{-2} [53] dans l'équation 1.6.



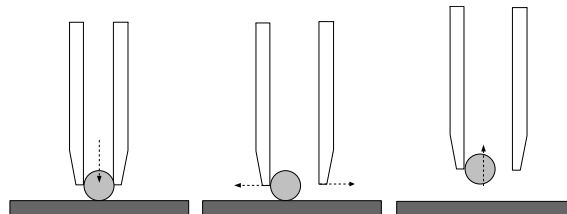
(a) Déroulement de la saisie d'un objet (cas d'une manipulation macroscopique).



(b) Phénomène d'attraction due aux forces électrostatiques.



(c) Déroulement de la dépose d'un objet (cas d'une manipulation macroscopique).



(d) Phénomène d'adhésion due aux forces de pull-off et de capillarité.

FIG. 1.3 – Différentes configurations de saisie/dépose : influence des forces d'attraction et d'adhésion.

$$\sum \vec{F} = m \vec{a} \Rightarrow \vec{a} = \frac{\sum \vec{F}}{m}$$

avec : $\left\{ \begin{array}{l} \vec{a} : \text{accélération de l'objet} \\ \vec{F} : \text{forces subies par l'objet} \\ m : \text{masse de l'objet} \end{array} \right.$ (1.6)

Dans ces conditions et dans le cas d'une micromanipulation, il est primordial de connaître et de contrôler le comportement dynamique des systèmes microrobotiques. La modélisation, la maîtrise et l'exploitation de cette dynamique du micromonde pour la conception, la génération de trajectoire et la commande des microrobots sont un enjeu majeur de la microrobotique.

1.3.2 Nouvelles stratégies de micromanipulation

La réduction d'échelle induit une manière alternative d'appréhender les problèmes de manipulation. L'émergence des forces d'adhésion et d'attraction au détriment de la force de gravité provoque une rupture nette avec les outils robotiques du macromonde. Les spécificités du micromonde rendent intéressante l'utilisation de ces forces afin de créer des outils propres au micromonde. D'un point de vue technique, la microrobotique voit émerger de nouveaux modes d'actionnement mis en oeuvre par des matériaux actifs capables de fournir une énergie mécanique à partir d'autres sources : électrique, magnétique, thermique, etc.

1.3.3 Domaine applicatif de la micromanipulation

Les nouveaux outils sont parfaitement adaptés à la conception et à l'assemblage de microstructures 3D, domaine moins à la portée des technologies de microfabrication salle blanche (2D et « 2.5D »). Suivant leur autonomie, ils pénètrent dans des milieux confinés dont l'utilisation ou les circonstances ont rendu l'accès impossible aux robots « traditionnels ». De par leur taille et leur consommation d'énergie, ils deviennent discrets tous en rendant un grand nombre de services. Télé-opérés, munis de microcapteurs et reliés à des systèmes à retour d'effort, ils créent un pont entre le macromonde et le micromonde.

Ces nouveaux outils ouvrent également les portes de domaines industriels portant sur les sciences du vivant. La microrobotique peut apporter de nouvelles solutions (implants chirurgicaux), faciliter certaines tâches (chirurgie mini invasive, télé-opération de microrobot,...), aider à comprendre certains phénomènes (comportement cellulaire) et faciliter les tâches de manipulations (analyse de tissus, manipulation cellulaire, ...).

La microrobotique, de par ses domaines applicatifs et les relations interdisciplinaires qu'elle crée et entretient, possède ses propres problématiques scientifiques qui en font une science à part entière.

1.4 Micromanipulation cellulaire

Les travaux décrits dans ce mémoire ont pour cadre applicatif l'Aide Médicale à la Procréation (*AMP*). Nous cherchons à mettre au point un dispositif de transfert d'ovocyte humain (sphère de diamètre $150\ \mu m$ environ) en vue d'automatiser certaines étapes de l'injection intra-cytoplasmique d'un seul spermatozoïde (*ICSI*).

Ce dispositif de transfert est composé d'un pousseur ferromagnétique immergé dans le milieu biologique et actionné à distance par une source magnétique (actuellement un aimant permanent). Celle-ci induit une modification de l'équilibre magnétique du pousseur, qui induit à son tour une rupture de l'équilibre des forces et engendre un mouvement.

L'objectif du travail présenté dans ce mémoire est de développer une modélisation du comportement dynamique du pousseur en fonction des mouvements de l'aimant. Cette modélisation permettant ensuite d'établir une stratégie de commande pour un fonctionnement en mode automatique du dispositif.

Le second des 7 chapitres, dont est composé ce mémoire, décrit le contexte médical. Nous y exposons les techniques d'AMP, les besoins actuels des praticiens ainsi que le concept de micro-usine qui peut être appliqué à la biomanipulation.

Le troisième chapitre est consacré à l'étude des procédés de micromanipulation dédiés au transfert d'objets biologiques et à l'intérêt d'utiliser l'actionnement magnétique.

L'architecture physique du dispositif de transfert ainsi que la présentation générale du modèle de comportement du pousseur font l'objet du quatrième chapitre.

Les chapitres 5 et 6 exposent les composantes du modèle de comportement dynamique du dispositif de transfert. Chacune de ces composantes représente une étape du calcul de positionnement.

Et enfin, avant de conclure, le septième chapitre sera consacré à l'exploitation, à l'optimisation et aux perspectives concernant la modélisation du comportement dynamique du pousseur ainsi qu'aux résultats expérimentaux issus de nos essais.

Chapitre 2

Micro-usine de manipulation cellulaire

Nous avons vu en introduction que le changement de dimension des objets remet en question le rapport entre les forces et rend inappropriée la miniaturisation des dispositifs existants. La microrobotique intervient dans ce domaine pour proposer des solutions, entre autre par l'intermédiaire d'outils de micro-assemblage et de micromanipulation de cellules vivantes.

Notre travail concerne ce second point dans le cadre de l'Assistance Médicale à la Procréation (AMP). « L'Assistance Médicale à la Procréation s'entend des pratiques cliniques et biologiques permettant la conception in vitro, le transfert d'embryons et l'insémination artificielle, ainsi que toute technique d'effet équivalent permettant la procréation en dehors du processus naturel » (définition selon la loi du 29/07/1994 révisée le 06/08/2002). Ce chapitre, qui précède une étude bibliographique, a pour objectif d'exposer le contexte général de nos travaux et d'en fixer nos impératifs.

Le présent chapitre s'articule autour de trois sections. La première section expose toutes les techniques d'AMP. La seconde section s'intéresse à un processus en particulier : la fécondation avec micro-injection du spermatozoïde (ICSI « intra cytoplasmic sperm injection ») et à la nécessité de la présence d'un dispositif de transfert automatique. La troisième partie expose notre solution à ces problèmes en utilisant le concept de la micro-usine.

2.1 Techniques de procréation médicalement assistée

En fonction des pathologies rencontrées, différentes techniques d'AMP existent avec chacune leur niveau de complexité. Afin d'avoir une vision globale sur l'AMP, cette section est consacrée à une présentation succincte des différentes techniques : insémination artificielle intraconjugale, fécondation *in-vitro*, maturation *in-vitro*, fécondation avec micro-injection du spermatozoïde.

La présentation de ces techniques nécessite l'utilisation d'un vocabulaire spécifique. Le glossaire présent en début de mémoire regroupe tous ces termes biologiques.

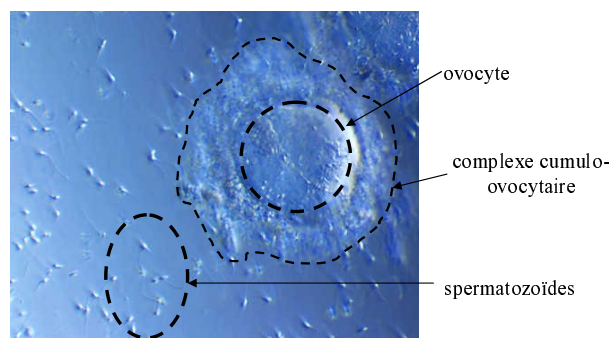


FIG. 2.1 – Ovocyte en présence de spermatozoïdes pour une FIV ou une MIV. Source : www.gfmer.ch

2.1.1 Insémination artificielle intraconjugale

L'insémination artificielle intraconjugale (*IAC*), dont l'insémination intra-utérine (*IUI*), a pour objectif de faciliter la rencontre entre les spermatozoïdes et l'ovocyte en apportant une préparation de spermatozoïdes dans la cavité utérine. Elle est employée en cas d'éjaculation rétrograde, d'anomalies du col de l'utérus, de glaires hostiles ou d'échecs répétés de la stimulation de l'ovulation. Le sperme est recueilli, analysé puis préparé pour être inséminé par le gynécologue dans la cavité utérine de la patiente une à deux heures après le recueil.

2.1.2 Fécondation *in-vitro*

A ces débuts¹, la fécondation *in-vitro* (*FIV*) était prescrite uniquement pour des stérilités d'origine tubulaire : anomalie des trompes. Par la suite, d'autres pathologies ont pu être traitées et notamment certaines infertilités masculines. Dans le cas d'une *FIV*, la fécondation s'effectue en dehors du corps. Elle s'exécute en cas d'échec d'une tentative d'*IAC* ou en cas d'autres indications telle qu'une stérilité tubulaire.

Le premier jour, les gamètes sont recueillis et conditionnés. Les spermatozoïdes les plus véloces sont sélectionnés et mis en présence des ovocytes matures dans un milieu de culture (voir figure 2.1). La fécondation a eu lieu si, au deuxième jour, deux pronuclei sont visibles dans l'ovocyte.

Au troisième jour, dans le cas d'un développement normal, de 1 à 3 embryons à 4 cellules sont transférés dans la cavité utérine de la patiente pour ainsi poursuivre son développement naturel.

2.1.3 Maturation *in-vitro*

Le processus reste le même que pour une *FIV* hormis le fait que les ovocytes ponctionnés ne sont pas matures. Ils sont placés en étuve dans un milieu de culture avant la mise en présence des gamètes.

¹Naissance du premier bébé issu d'une *FIV* le 25 juillet 1978 en Angleterre.

2.1.4 Fécondation avec micro-injection du spermatozoïde

La fécondation avec micro-injection du spermatozoïde (*ICSI* : Intra Cytoplasmic Sperm Injection) reprend le processus de la FIV en dehors de l'étape de fécondation. Les étapes de la fécondation sont facilitées par introduction d'un spermatozoïde dans l'ovule à l'aide d'une micropipette d'injection. L'ICSI étant le cadre applicatif de nos recherches, l'ensemble de son protocole opératoire est décrit dans la section suivante.

2.2 Fécondation avec micro-injection du spermatozoïde

Cette section présente le processus complet de l'ICSI tel que nous avons pu l'observer et met en valeur les problèmes rencontrés par les patients et les praticiens.

2.2.1 Présentation générale

La description du processus de l'ICSI a été réalisée avec le concours du Professeur Christophe Roux, membre de l'équipe de recherche « Génétique et Reproduction : qualité des gamètes et de conception » de l'IFR « Ingénierie et Biologie cellulaire » de l'Université de Franche-Comté (IFR133-EA3185). Durant toute une journée, le service de « Cytogénétique - Immunocytologie - Biologie du Développement et de la Reproduction » du professeur Christophe ROUX du centre hospitalier universitaire Saint-Jacques de Besançon, nous a ouvert ses portes afin de suivre le processus dans son intégralité.

L'ICSI est, à l'heure actuelle, la technique d'AMP la plus complexe et l'une des plus récentes². Elle se différencie principalement des autres techniques dans sa phase de fécondation. Alors que les autres techniques facilitent la rencontre entre les deux gamètes, l'ICSI effectue la rencontre en introduisant mécaniquement le spermatozoïde dans l'ovocyte. Cette différence impose de nouvelles étapes par rapport à la FIV qui seront décrites dans la suite de cette partie.

L'ICSI est employée dès lors que les autres techniques ont été mises en échec. Elle est principalement utilisée dans :

- les causes masculines où le nombre de spermatozoïdes ne permet pas d'assurer des chances de succès par FIV (importantes oligo-asthénospermies, utilisation de spermatozoïdes prélevés chirurgicalement, certaines déficiences fonctionnelles des spermatozoïdes : troubles graves de la mobilité ou auto-anticorps, antispermatozoïdes, etc. ;
- les causes féminines réduisant les chances de fécondation : zones pellucides épaisses, échecs préalables de fécondation en FIV, etc.

2.2.2 Différentes phases de l'ICSI

Cette partie a pour objectif de présenter la préparation des patients, le recueil et le traitement des gamètes et enfin la phase de fécondation et de transfert.

²La première naissance issue d'une ICSI date de 1992 [122] par Palermo et al. [88].



FIG. 2.2 – Complexe cumulo-ovocytaire : ovocyte et cellules folliculaires.

Préparation des patients

Les préparatifs sont communs à toutes les techniques d'AMP. Ils permettent de définir la technique la plus appropriée et de préparer la phase de fécondation dans de bonnes conditions. Une première consultation gynécologique a pour but :

- de poser l'indication d'AMP et de prescrire les examens préparatoires ;
- d'effectuer un bilan sérologique réglementaire pour les deux membres du couple ;
- réaliser une analyse du sperme du conjoint avec épreuve de sélection des spermatozoïdes avec un bilan génétique supplémentaire dans le cas d'une ICSI ;
- de faire un bilan hormonal chez la patiente, important pour le choix du protocole de stimulation.

Une deuxième consultation gynécologique est effectuée pour établir le protocole thérapeutique. Ce protocole définit le type de stimulation et les doses de gonadotrophines à administrer à la patiente, pour optimiser la stimulation ovarienne.

Tout au long du traitement, un contrôle de la taille des follicules (par échographie) et du taux d'estradiol est effectué. Dès que les follicules atteignent 18 mm de diamètre, le déclenchement de l'ovulation est décidé. Il s'effectue par une injection qui détermine l'heure théorique de l'ovulation (37 heures plus tard). La ponction doit s'effectuer 2 heures avant l'ovulation. En effet, au-delà de ce stade, les ovocytes risquent de ne plus être récupérables.

Recueil et traitement des gamètes

La ponction s'effectue 35 heures après le déclenchement de l'ovulation. Elle est précédée d'un dernier contrôle échographique effectué à jeun. Cette ponction est réalisée par voie transvaginale échoguidée. Une aiguille aspire le liquide folliculaire renfermant les complexes cumulo-ovocytaires au travers de la paroi vaginale. La plupart du temps cette opération est peu douloureuse, elle peut être réalisée sans anesthésie.

L'isolement des complexes cumulo-ovocytaires s'effectue au laboratoire juste après la ponction, et sont différenciés en fonction de leur niveau de maturité. Afin de parfaire leur maturité, chaque complexe cumulo-ovocytaire (voir figure 2.2) est mis en étuve dans un milieu de culture spécifique proche du liquide folliculaire. L'étuve régule la température (37°C) et le taux de dioxyde de carbone (5%).

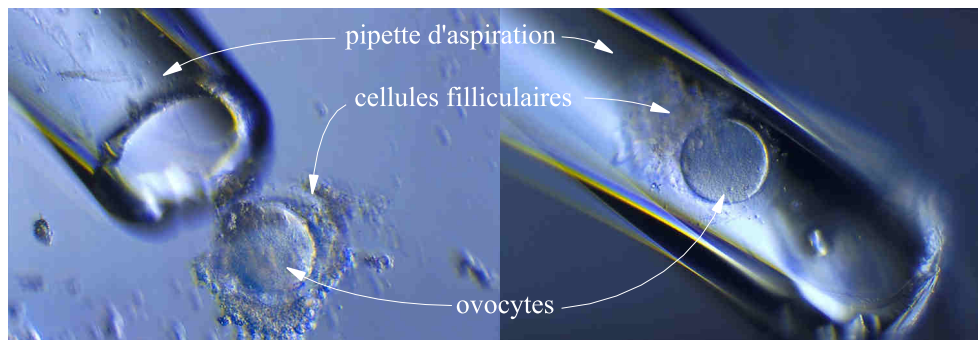


FIG. 2.3 – Nettoyage mécanique des ovocytes : l'ovocyte est aspiré puis rejeté plusieurs fois de suite de la pipette d'aspiration. Les cellules folliculaires sont arrachées de l'ovule au contact de la paroi de la pipette. Source : www.gfmer.ch

La décoronisation intervient 1h30 à 2h00 après la mise en étuve. Cette étape, en deux phases, consiste à détacher les cellules folliculaires de l'ovocyte afin de mieux le visualiser et faciliter l'injection du spermatozoïde. Les complexes cumulo-ovocytaires sont d'abord plongés dans un bain d'enzymes pour une attaque chimique. L'action de l'enzyme (en général la hyaluronidase) ne doit pas dépasser 30 secondes. La seconde étape consiste à terminer le processus en plongeant les ovocytes dans le milieu de culture où les cellules folliculaires restantes sont décrochées par frottement : à l'aide d'une pipette de décoronisation, le praticien effectue plusieurs cycles d'aspiration/expulsion du complexe cumulo-ovocytaire (voir figure 2.3). Le diamètre de la pipette étant légèrement plus important que celui de l'ovocyte (respectivement $180\ \mu\text{m}$ et $150\ \mu\text{m}$), les cellules folliculaires sont arrachées à chaque passage. L'ovocyte est ensuite remis en étuve.

Le prélèvement du sperme s'effectue une fois le premier ovocyte recueilli et repéré. Il peut, suivant la nature de la stérilité masculine constatée, s'effectuer suivant trois techniques :

- par éjaculation ;
- par prélèvement épидидymaire ou testiculaire en cas d'azoospermie ;
- par prélèvement urinaire : dans le cas d'une éjaculation rétrograde.

Une fois prélevés, les spermatozoïdes (éjaculés) sont déposés 30 minutes à l'étuve à $35\ ^\circ\text{C}$ afin de permettre la liquéfaction du sperme, puis une analyse des caractéristiques du sperme est effectuée (concentration, mobilité, vitalité, etc.). Une partie du prélèvement est centrifugée dans un gradient de densité : le gradient de densité permet d'isoler les spermatozoïdes normaux plus denses des spermatozoïdes morts ou anormaux plus légers ainsi que les contaminants cellulaires de l'éjaculation. Les spermatozoïdes sélectionnés sont ensuite placés dans un milieu de capacitation afin de les rendre féconds. Un nouvel examen est réalisé pour apprécier les caractéristiques de la préparation. Ils sont ensuite disposés 1 heure en étuve (34.8°C) afin de les rendre plus véloces. A la sortie de l'étuve, une étude de l'homogénéité et de l'acidité du milieu est effectuée.

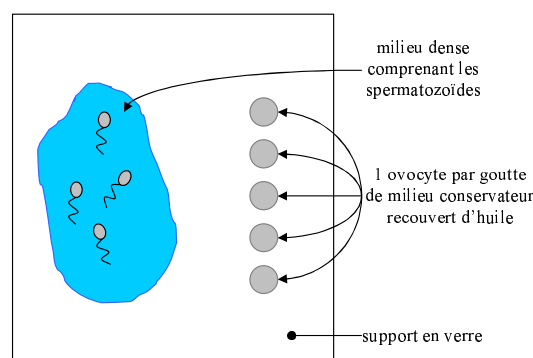


FIG. 2.4 – Préparation des gamètes avant fécondation.

L'étape suivante consiste à pratiquer quelques prélèvements pour effectuer un comptage des spermatozoïdes normalement mobiles et faire un test de nécraspermie. Une nouvelle centrifugation est effectuée avec l'ajout d'un gradient de densité : le gradient de densité permet d'isoler les spermatozoïdes normaux plus denses, des spermatozoïdes morts ou anormaux plus légers ainsi que les contaminants cellulaires de l'éjaculation.

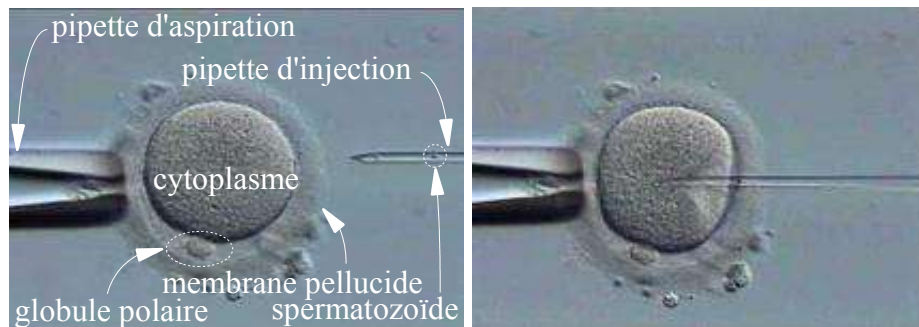
Fécondation et transfert

La mise en présence des gamètes s'effectue une fois les spermatozoïdes traités et les ovocytes décoronisés et matures. Chaque ovocyte est plongé dans une goutte de milieu culture de $9\ \mu\text{l}$ recouverte d'huile. L'huile préserve le milieu biologique des attaques extérieures. Les spermatozoïdes baignent quant à eux dans un milieu dense pour ralentir leur progression (voir figure 2.4).

La première phase de l'injection consiste à choisir un spermatozoïde en fonction de sa mobilité. Elle est jugée sur la distance parcourue par celui-ci dans le milieu dense. Son flagelle est alors écrasé avec la pipette d'injection, le spermatozoïde est ensuite aspiré par la queue (voir figure 2.6). Le fait d'écraser le flagelle provoque son immobilisation et l'activation de l'ovocyte après injection par la libération d'enzymes.

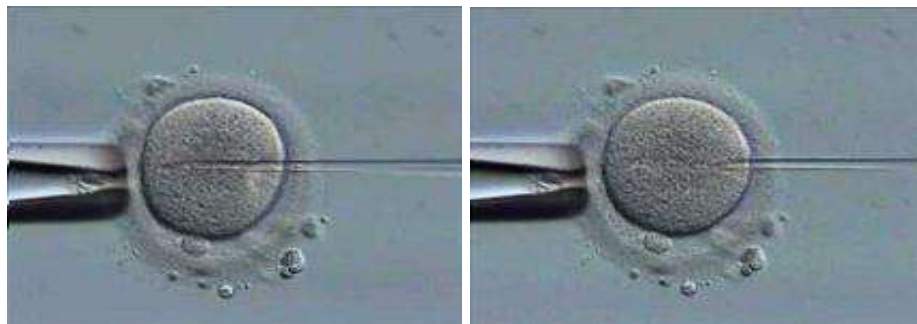
Dans une seconde phase, le praticien choisi et maintient un ovocyte en position avec une pipette d'aspiration. Le globule polaire doit être à une distance maximale de la zone d'injection (voir figure 2.5(a)) pour éviter que les chromosomes maternels, généralement proches, ne se situent sur la trajectoire de la pipette d'injection.

La troisième phase est l'injection du spermatozoïde dans l'ovocyte (voir figure 2.5) après rupture des membranes cytoplasmique et plasmique. La perforation de la membrane cytoplasmique est une étape délicate. En effet avant que la membrane ne cède sous la contrainte de la pipette, l'ovocyte subit une forte déformation (voir figure 2.5(b)). Ensuite une dépression est appliquée sur la membrane jusqu'à la rupture de celle-ci, une partie du cytoplasme est alors aspirée. Le tout est ensuite réinjecté doucement (cytoplasme, spermatozoïde et un peu de milieu, voir figure 2.5(c)). Une fois l'injection terminée, la pipette d'injection est retirée délicatement (voir figure 2.5(d)). L'ovule est



(a) Mise en position du globule polaire de l'ovocyte et approche de la pipette d'injection.

(b) Entrée de la pipette d'injection, la membrane pellucide n'est toujours pas perforée.



(c) Injection du cytoplasme, du spermatozoïde et du milieu dense après rupture des membranes cytoplasmique et plasmique.

(d) Retrait de la pipette d'injection.

FIG. 2.5 – Fécondation de l'ovocyte.

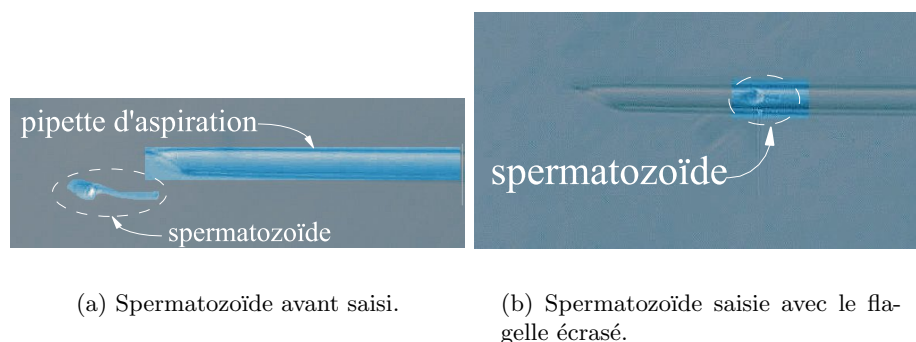


FIG. 2.6 – Saisie d'un spermatozoïde. Source : www.chu-toulouse.fr

libéré puis placé en culture pour la poursuite de son développement.

Le transfert de l'embryon (après au moins deux jours de culture) est précédé d'une première vérification du développement effectuée le lendemain de la ponction. Les témoins de fécondation sont recherchés (présence des pronuclei et du deuxième globule polaire). Si il y a fécondation (dans 60 % des cas) deux à trois embryons sont transférés dans l'utérus de la patiente le surlendemain de la ponction. A ce stade du développement, l'embryon comporte en général 4 cellules. Quatorze jours après le transfert des embryons, un test de grossesse est effectué. En cas d'échec, une nouvelle tentative peut être renouvelée trois mois plus tard.

Un récapitulatif temporel des opérations réalisées est présenté dans le tableau 2.1.

2.2.3 Contraintes biologiques et améliorations souhaitées

Cette partie expose les contraintes biologiques et matérielles liées à l'ICSI. On décrit également les attentes des praticiens et les problèmes rencontrés par les patients.

Traçabilité

La traçabilité des ovocytes, des embryons obtenus et des embryons transféré permet de constituer un fichier qui retrace tous les stades d'évolution de chaque cellule. Ce fichier permet *a posteriori* d'analyser chaque cycle de fécondation afin d'identifier les raisons d'une réussite ou d'un échec.

Une fois les ovocytes ponctionnés, ils sont triés à partir de l'expertise faite par le praticien sur leurs niveaux de maturité méiotique et cytoplasmique : couleur, homogénéité, granularité apparente de la surface. Toutes ces informations sont notifiées dans le dossier des patients et complétées à chaque étape du processus.

Jour	Heure	Opérations
		Bilan sérologique pour les deux membres du couple, analyse génétique du sperme du conjoint, dosage des hormones et des anticorps sur la conjointe lors de la menstruation
		Définition du dosage hormonal et du calendrier des injections
J-14		Premier jour de la menstruation : début des injections d'hormones
de J-14 à J-8		Test de transfert d'embryon et prescription d'antibiotique pour le conjoint
J-8		Début du traitement antibiotique du conjoint
durant les 8 jours précédant le déclenchement de l'ovulation		Contrôle des ovaires, des follicules et du taux d'hormones
	-35h	Déclenchement de l'ovulation (follicules à 18 mm de diamètre)
J0	8h30	Ponction de 2 à 5 cm^3 de follicules
J0	9h00	Fin du premier traitement des ovocytes (isolation) et mise en culture sous atmosphère contrôlée
J0	9h00	Prélèvement (cas d'une éjaculation) du sperme et traitement des spermatozoïdes
J0	11h00	Décoronisation des ovules
J0	12h00	Injection du spermatozoïde dans l'ovocyte
J0	15h00	Fécondation
J+1	10h00	Contrôle de la fécondation
J+2	8h00	Examen des embryons
J+2	11h00	Transfert de deux embryons dans la cavité utérine
J+14		Test de grossesse
J+3 mois		En cas d'échec, nouvelle tentative 3 mois plus tard

TAB. 2.1 – Tableau récapitulatif du processus de l'ICSI



FIG. 2.7 – Dispositif d'injection pour ICSI.

Système de visualisation

La visualisation de l'ovocyte s'effectue à l'aide d'un microscope inversé avec éclairage en contraste de phase ou modulation selon Hoffman³ couplé à un dispositif d'acquisition vidéo pour la phase d'injection (voir figure 2.7). Ce système est le seul outil mis à la disposition du praticien pour sélectionner les gamètes avant toute opération.

Système de micromanipulation

Hormis la phase d'injection, aucune opération n'est télé-opérée. Les praticiens utilisent des micropipettes pour la phase de décoronisation des ovocytes et pour effectuer les transferts de milieu durant les manipulations. Le dispositif de micromanipulation du poste d'injection permet de contrôler la pipette d'aspiration et d'injection. Ces matériels sont en verre et doivent respecter de fortes contraintes sur la biocompatibilité.

Biocompatibilité du micro-environnement

La survie d'une cellule dépend principalement de son environnement. Pour le préserver, d'importantes précautions sont prises :

- les locaux sont climatisés et en surpression par rapport à l'extérieur ;
- l'air est filtré de particules et de polluants (pollen, vapeur de solvant, etc...), les gaz des incubateurs sont contrôlés ;
- la cellule est immergée en permanence : milieu de culture ;

³Technique d'amélioration du contraste d'objets transparents, inventé par le Dr Hoffman en 1975 aux Etats Unis, qui met en relief les gradients de phase et les transforme en variations d'intensité lumineuse.

- le niveau de biocompatibilité des matériaux employés est supérieur à celui rencontré dans d'autres activités médicales telle que la chirurgie, ils doivent être non embryotoxiques ;
- la manipulation s'effectue sur une platine chauffante et sous huile minérale pour éviter tout choc thermique ;
- la décontamination du matériel (porte pipettes, etc.) doit être aisée et à faible coût, et le matériel consommable doit être stérile et à usage unique (pipettes, aiguilles, etc.) ;
- la tenue est composée de surchaussures, de vêtements médicaux, de calot, de masque et de gants pour les cas sensibles (risque virale).

Bien que l'air dans les locaux soit filtré et en surpression, la présence humaine introduit inévitablement des agents extérieurs. Or, toutes les opérations étant manuelles, cette présence est impérative. Des hottes à flux laminaire permettent d'éviter une contamination particulière du champ opératoire.

Les opérations de manipulation s'effectuent sur une plaque chauffante car la température du milieu joue un rôle important dans la survie de la cellule [120] ainsi que ses propriétés physicochimiques. La cellule est alors plongée dans un milieu de culture qui régule ces deux paramètres en sus d'une protection, par huile, contre les contaminations extérieures. Or ce milieu ne contribue pas au développement de la cellule, de plus une fois placé en étuve son niveau d'acidité évolue.

Le port des gants en latex talqués est un bon exemple pour illustrer les difficultés liées à la biocompatibilité des matériaux. Il ne pose aucun problème pour une utilisation chirurgicale, pourtant il est interdit en AMP : le talc étant nocif pour l'ovocyte et les embryons mais pas pour un organisme vivant plus complexe.

Le niveau de biocompatibilité d'un matériau est utilisé dans certains traitements de surface [89][115]. Celui-ci est qualifiable par le taux de survie d'une population cellulaire ou en analysant la déformation subie par une cellule mise en contact avec un matériau [78]. La biocompatibilité varie également en fonction de la rugosité [82] et du comportement du matériau au contact d'un organisme vivant [84].

Attentes des praticiens

Le descriptif d'une ICSI met en évidence le manque de dispositifs de caractérisation des ovocytes. En effet, le praticien par une expertise uniquement visuelle juge la maturité sur le plan méiotique de l'ovocyte. Afin de compléter ce diagnostic, il faudrait être capable de caractériser l'ovocyte sur des critères précis et quantifiables. Cette caractérisation permettrait de proposer à l'injection, uniquement des ovocytes ayant une forte probabilité d'être à l'origine d'embryons implantables. Cette sélection plus restrictive aurait pour conséquences de diminuer le nombre d'injections intra-cytoplasmiques, de cryoconservations des embryons surnuméraires ainsi que le nombre d'implantations.

La dextérité du personnel intervenant est également un élément déterminant dans la réussite du processus. Or, aussi technique et spécifique qu'il soit, le résultat de tout geste a la possibilité d'être reproduit et amélioré par un système automatisé. La limite

réside dans le degré « d'intelligence » requis pour effectuer l'opération. Parce qu'elle ne requiert pas une capacité de jugement importante, la décoronisation proprement dite est l'étape de l'ICSI qui se prête le mieux à une automatisation. Si un système adapté est capable de reproduire et d'améliorer le geste technique, il devient possible de remplacer l'attaque enzymatique du complexe cumulo-ovocytaire, préjudiciable pour l'ovocyte, par un processus mécanique.

Conséquences sur le couple

Même si le désir d'avoir un enfant est une forte source de motivation, les épreuves que doit traverser un couple représente une certaine pénibilité. Hormis les nombreux déplacements jusqu'au centre d'AMP, le couple doit subir les effets secondaires liés au traitement hormonal, l'inconfort des examens gynécologiques, l'intrusion dans la vie intime et le stress lié à l'attente de résultats peu encourageants. En effet sur trois embryons transférés, le taux de réussite est actuellement de 30% (8% avec un seul embryon). Il est à noter que de meilleurs chances de résultat diminueraient d'autant le nombre de tentatives supportées par le couple.

Conclusion sur les contraintes et attentes

Les attentes des médecins et praticiens portent sur l'amélioration des techniques de sélection et la limitation des sources de détérioration des ovocytes durant la tâche de décoronisation. Les contraintes biologiques exprimées précédemment doivent être prises en compte lors de l'étude et de la réalisation des systèmes répondant à ces attentes. A terme, par l'utilisation d'un nouveau dispositif, les médecins souhaitent un gain en productivité du processus afin d'accroître le confort des patients.

2.2.4 Solutions envisagées

Nous souhaitons ici mettre en évidence la nécessité d'un dispositif de déplacement automatique en sus des dispositifs en cours de recherche.

Les travaux actuels sur la caractérisation des ovocytes portent essentiellement sur l'étude mécanique de la zone pellucide et de la membrane cytoplasmique. L'objectif est de déterminer les propriétés mécaniques de celles-ci afin d'évaluer leurs influences sur le potentiel de fécondation de la cellule. La technique proposée consiste à déformer l'ovocyte avec un outil palpeur. L'élasticité est évaluée à l'aide de la déformation observée en fonction de la force appliquée par le palpeur [23][106]. A l'opposé des objets non biologiques, l'ovocyte se déforme très facilement lorsque de faibles efforts sont appliqués sur sa membrane pellucide. A titre d'exemple, un effort de $7.5 \mu N$ suffit à déformer sur $44 \mu m$ un ovocyte de souris d'environ $60 \mu m$ de diamètre [106] soit sur plus de 70 % de son diamètre.

La décoronisation fait actuellement appel à deux procédés successifs. Le premier consiste à arracher mécaniquement les cellules folliculaires par le passage dans une aiguille ou une pipette calibrée. Le second est une attaque enzymatique sur les cellules restantes. Avec l'automatisation de cette étape, les médecins souhaitent principalement

supprimer l'attaque enzymatique. Une solution en phase d'étude repose sur l'utilisation d'un réseau capillaire. En modifiant les dimensions de ce réseau et en usant des différents flux microfluidiques, il est possible de nettoyer par phases successives l'ovocyte des cellules folliculaires [17].

Les deux dispositifs précités répondent, dans leur principe, en totalité aux attentes des médecins. Cependant nous pensons qu'il est possible d'apporter une fonctionnalité supplémentaire à ces deux systèmes : rendre le milieu biologique imperméable aux contaminations extérieures.

Nous avons vu que le milieu biologique est extrêmement sensible aux contaminations par des agents pathogènes. Or les dispositifs actuels laissent les phases de transfert d'une zone de travail à une autre à la charge des praticiens. De ce fait, il subsiste un risque important de contamination et d'un effet délétère de la cellule lors de chaque changement de milieu. L'apport conséquent de la décoronisation automatique et de la caractérisation de l'ovocyte est minimisé à chaque contamination puisque la cellule n'est plus viable.

Nous proposons donc de maintenir cet apport en reliant les postes de décoronisation et de caractérisation par un dispositif de transfert automatique. Notre proposition s'inscrit dans l'automatisation d'une partie du processus de l'ICSI au travers d'une enceinte confinée.

Notre solution consiste à assembler judicieusement des modules élémentaires pour créer un lieu adapté au traitement cellulaire. Ce concept est plus connu sous le terme de *micro-usine* ou *microfactory*, la section suivante lui est entièrement consacrée.

2.3 Micro-cellule automatisée de traitement cellulaire

Pour préserver l'intégrité des ovocytes, les praticiens font preuve d'une grande rigueur dans leur protocole. Les différentes étapes de l'ICSI imposent aux ovocytes de nombreux transferts de milieu, ce qui augmente d'autant plus le risque de contamination. Afin de limiter ce risque, nous proposons de regrouper, en dehors de la phase finale d'injection, l'ensemble des outils de traitement, de caractérisation et de convoyage dans une enceinte confinée.

Ce principe, à mi-chemin entre la microrobotique et la conception de systèmes d'assemblage, est connu sous le nom de « micro-usine ». Pour mieux comprendre ce qu'est une micro-usine, nous allons dans un premier temps sortir du cadre biologique afin d'expliquer ce concept. Dans un deuxième temps, nous allons mettre en évidence ce que la micro-usine peut apporter à la manipulation de cellules.

2.3.1 Concept de micro-usine

L'objectif ici est de définir ce qu'est une micro-usine. Nous commençons par définir sa philosophie. Ensuite nous donnons quelques exemples de réalisations. Nous exposons dans un troisième partie ce qu'elle apporte au micro-assemblage ainsi qu'à la micromanipulation et enfin nous la comparons aux dispositifs appelés « lab-on-chip ».

Philosophie du concept

L'utilisation de systèmes de production de dimension conventionnelle dans le micro-monde mène à des difficultés de mise en œuvre : coût d'investissement et de fonctionnement des outils, artifices de fabrication pour pallier les rapports de taille, miniaturisation de l'existant, etc. Il en découle alors une situation peu concurrentielle pour de nombreux produits malgré un haut niveau d'automatisation.

Au début des années 1990, des chercheurs japonais du Mechanical Engineering Laboratory (MEL) qui envisageaient de réduire la consommation en énergie des premiers systèmes microrobotiques, en ont déduit que la solution était en partie inhérente à la réduction des dimensions des actionneurs et des capteurs [14, 63].

En sus de sa faible consommation énergétique, la micro-usine a la vocation d'être portable, d'une maintenance aisée par le remplacement direct des outils microrobotiques la constituant réalisé par un seul opérateur. Cette opération rend la micro-usine flexible et modulaire. Ces caractéristiques lui permettent de s'adapter au mieux à la demande.

Une communauté formée de plusieurs groupes de recherche s'est constituée autour de ce concept. Un grand nombre d'articles et de synthèses a été produit sur ce sujet [27][66].

Réalisations

Le premier système résultant de ces travaux est un ensemble développé par le MEL au Japon (actuel AIST) en 1999 [63]. Le deuxième prototype de ce système regroupe sur une même plate-forme des machines miniaturisées (microtour, micropresse, microfraiseuse, etc.) présentées sur la figure 2.8. La même année est apparu chez Olympus Optical [86] un dispositif d'assemblage pour des produits micro-optiques (voir figure 2.9(a)) ainsi qu'un système de télé-opération de micropièces (voir figure 2.9(b)) qui combine à la fois la miniaturisation d'outils macroscopiques et des outils spécifiques au micromonde. Par la suite, les recherches ne consistèrent plus à miniaturiser l'existant mais à exploiter pleinement les spécificités du micromonde avec en 2001 la conception d'un dispositif utilisant l'usinage électrochimique [14].

En 2004, Gaugel propose un dispositif de microproduction totalement modulaire [46]. Il dispose d'un certain nombre de fonctions (préhension, assemblage, transport, transformation, etc.). Un exemple de réalisation d'une micro-usine et de micro-outils est présenté respectivement sur les figures 2.10(a) et 2.10(b). Ces outils ont tous un système d'interfaçage standard (type port série de PC). En fonction des besoins, le système de production est conçu virtuellement (figures 2.10(c) et 2.10(d)). Cette conception permet de visualiser la position des outils et le cheminement des micro-objets dans la chaîne de production. Une fois la micro-usine virtuelle validée, elle est physiquement assemblée (voir figure 2.10(a)).

Modularité de la micro-usine

Le faible encombrement de la micro-usine lui permet de s'adapter parfaitement dans son environnement. Sa plate forme regroupe un ensemble d'outils microrobotiques qui

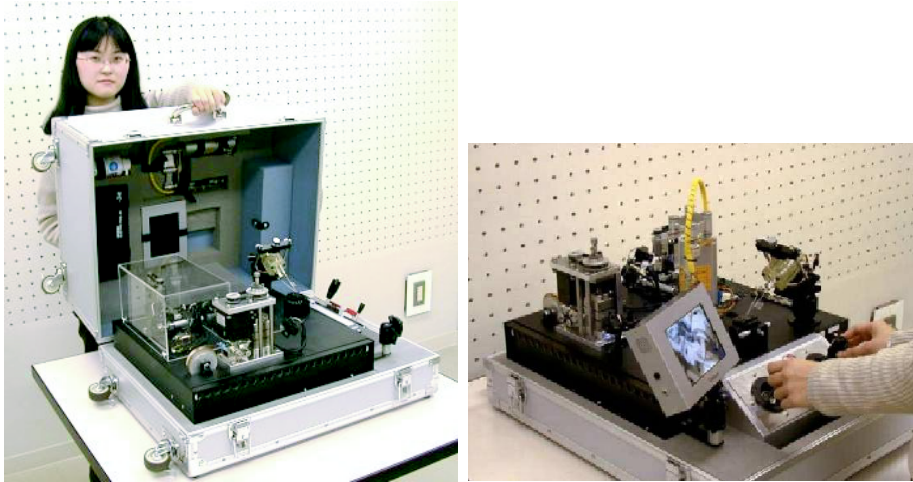
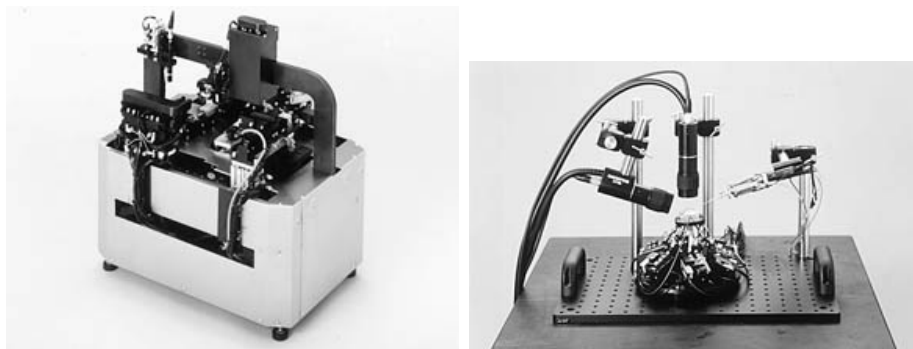


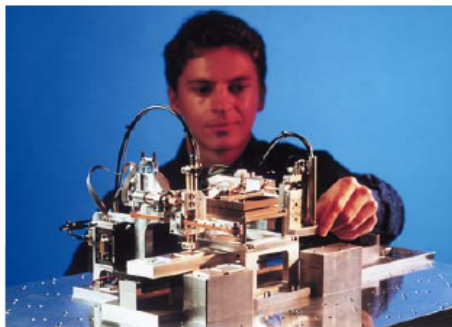
FIG. 2.8 – Deuxième prototype de micro-usine (MEL-2000) : $625 \times 490 \times 380 \text{ mm}^3$, 34kg.[111].



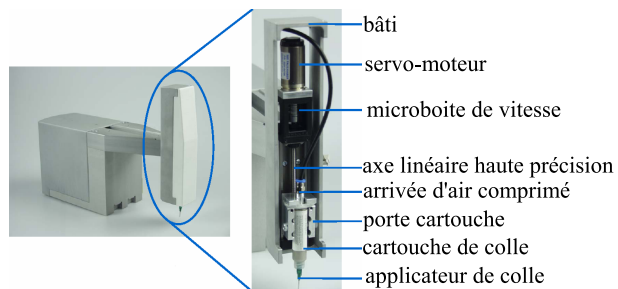
(a) Système d'assemblage pour produits micro-optiques.

(b) Système de télé-opération de micro-pièces.

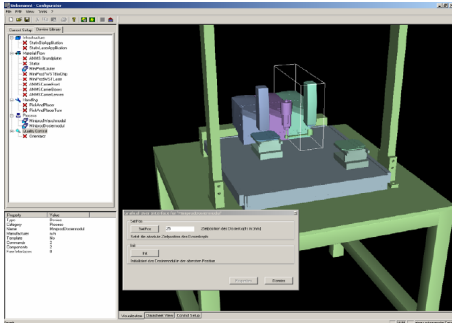
FIG. 2.9 – Dispositifs de micro-usine développés par Olympus.



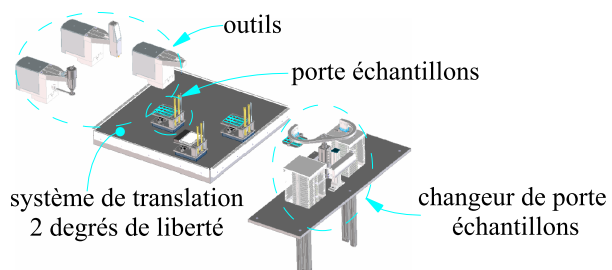
(a) Exemple de réalisation d'une micro-usine.



(b) Outil d'assemblage par collage des éléments.



(c) Logiciel permettant de simuler le fonctionnement de la micro-usine.



(d) Exemple de micro-usine virtuelle.

FIG. 2.10 – Exemple de micro-usine modulaire développée par Gaugel[46].

peuvent être installés et désinstallés en fonction de la demande [46], ce qui confère une grande modularité et une grande flexibilité à l'ensemble. Cette modularité et cette flexibilité permettent d'adapter les micro-outils aux objets manipulés. La figure 2.11 illustre ce principe de modularité. De ce fait, les applications potentielles de la micro-usine concernent [38] :

- les produits spécifiques dont l'assemblage manuel est peu productif et offre un fort potentiel d'automatisation ;
- les produits ayant une durée de vie très courte et demandant une réorganisation constante du système de production attaché.

Comparaison avec les « lab-on chips »

Un autre type de dispositif appelé « lab-on-chip » permet d'effectuer des tâches sur des micro-objets immergés dans un faible encombrement [3] [4]. Les « lab-on-chip » possèdent une structure fixe et spécifique à un protocole défini. Cette configuration lui permet d'effectuer des opérations avec une cadence plus élevée sur de grandes quantités de produits. A titre d'exemple, l'analyse ADN est un des domaines où le « lab-on-chip » est utilisé car la tâche est répétitive [67].

Une autre approche, hybride entre les « lab-on-chip » et la micro-usine, existe : les *cell-on-chip*. Développée par Ikuta, cette structure est composée d'un ensemble d'éléments modulaires octogonaux possédant chacun sa fonction.

La principale différence avec le concept de micro-usine, que ce soit pour les « lab-on-chip » comme pour le « cell-on-chip », est la nature des objets traités :

- les « lab-on chip » et « cell-on-chip » traitent exclusivement des objets en suspension dans un milieu liquide ;
- la micro-usine peut également traiter des objets solides sans qu'ils soient en suspension.

2.3.2 Micro-usine biologique

Adaptés à la biologie, les outils microrobotiques interagissent avec les éléments biologiques. De ce fait, ils doivent intégrer toutes les spécificités de ce monde : stérilité, non embryotoxicité, usage unique, milieu liquide, régulation de l'atmosphère, etc. Le module qui intervient sur l'élément biologique a pour vocation de le tester ou de le modifier : injection, test protéinique, prélèvement d'ADN et en ce qui concerne l'AMP : décoroniser [17], transporter [48], caractériser [22] et électro-activer l'ovocyte après l'injection du spermatozoïde [127], etc.

Au niveau biologique, la micro-usine apporte la notion de modularité en fonction des caractéristiques des cellules traitées (taille, nature, etc.). La taille restreinte du dispositif permet une réduction des coûts de fonctionnement : il est moins onéreux de contrôler l'atmosphère dans une petite enceinte confinée que dans une pièce où de surcroît circule le personnel et où les perturbations sont importantes.

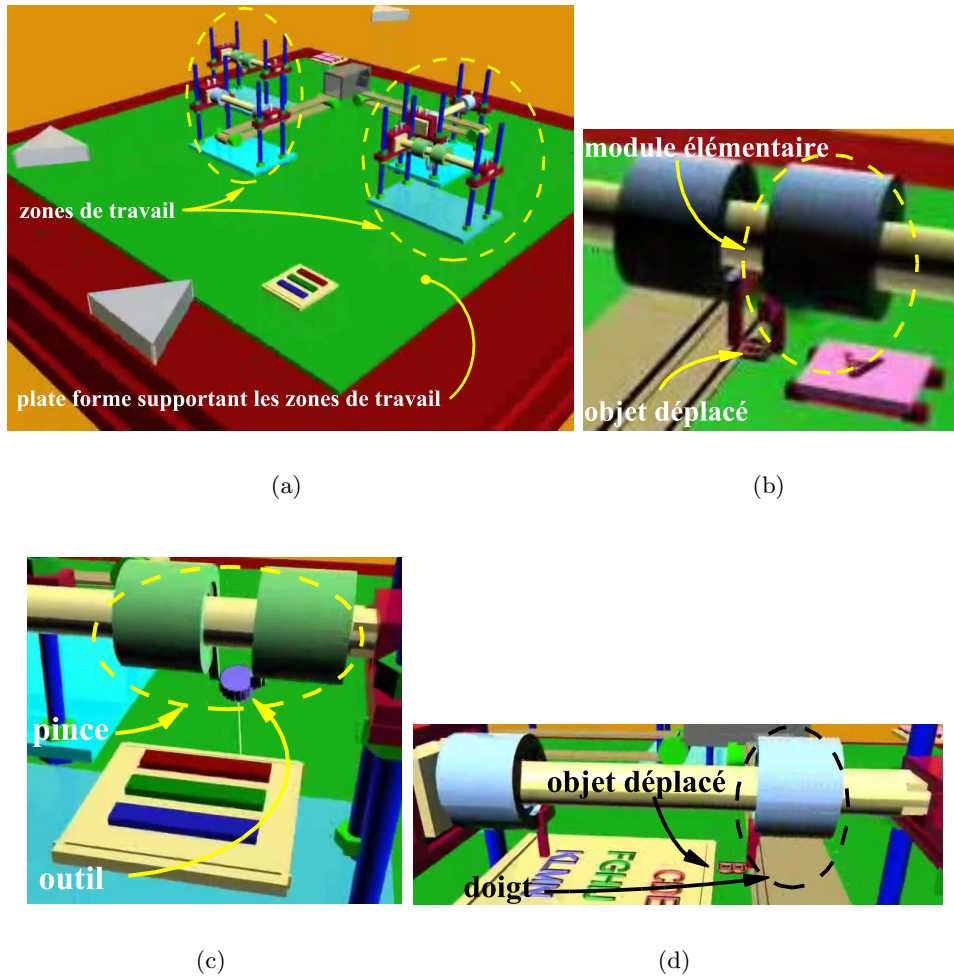


FIG. 2.11 – Concept de micro-usine(a). Utilisation de modules élémentaires configurés en fonction de la demande : deux modules forment une pince (b) ou un porte-outil (c), un seul module déplace un objet en utilisant les effets d'adhésion (d)[94].

Indirectement, le contrôle de l'atmosphère d'une petite enceinte est plus facile et donc plus efficace. Ce gain en efficacité améliore la survie des cellules et par le fait le taux de réussite des opérations. Appliqué à l'ICSI, cela équivaut à un plus grand confort pour les patients, objectif premier des médecins. Mais cela n'est possible que si tous les éléments du dispositifs sont présents dans une même enceinte : nettoyage, caractérisation et surtout dispositif de transport.

2.3.3 Conclusion sur la micro-usine

La micro-usine est un concept qui permet d'effectuer un grand nombre d'opérations dans un espace restreint et pouvant être confiné. Alors que les « lab-on-chip » sont conçus pour la fabrication en grande quantité, la modularité et la flexibilité de la micro-usine lui confère la possibilité de répondre rapidement à la demande et sur des quantités plus modestes. Appliquée à la manipulation cellulaire, la micro-usine est capable d'adapter sa configuration en fonction des cellules à traiter et convient parfaitement aux configurations des laboratoires qui travaillent ponctuellement sur un petit nombre de cellules.

2.4 Conclusion du chapitre

Le chapitre précédent nous a permis d'exposer les problématiques scientifiques de la microrobotique et de la micromanipulation. En présentant le cadre applicatif de nos travaux de recherche, ce chapitre montre les problèmes rencontrés par les praticiens qui effectuent une ICSI et expose ce que la micromanipulation peut apporter en terme d'ergonomie.

Nous avons montré l'intérêt de la micro-usine pour cette application. En effet, elle permet la mise en place d'un microsystème modulaire dans un faible encombrement qui préserve la stérilité du milieu.

Nous avons également mis en évidence la nécessité d'un dispositif de convoyage automatique de cellule pour compléter les dispositifs en cours d'étude (décoronisation automatique et caractérisation de la membrane pellucide). Pour ce dispositif, nous avons décidé d'utiliser une source d'énergie magnétique. Le chapitre suivant a pour objectif de justifier le choix de cette source d'énergie en la comparant aux travaux déjà existants dans la communauté scientifique.

Chapitre 3

Systèmes de transfert

Dans le chapitre précédent, nous avons décrit le protocole de l'ICSI (intra cytoplasmic sperm injection). Afin de répondre aux attentes des praticiens, nous avons décidé de regrouper dans une micro-usine toutes les fonctions de traitement (décoronisation, caractérisation et convoyage de l'ovocyte).

Notre objectif est d'étudier un dispositif de convoyage implantable dans cette micro-usine de traitement cellulaire. Ce dispositif de transfert doit être capable de déplacer des cellules non-adhérentes sur de grandes distances, tout en conservant une précision suffisante pour les déposer en face des outils de traitement. De plus ce système se doit de conserver l'intégrité du milieu biologique.

La finalité de ce chapitre est de déterminer la configuration de notre dispositif de transfert de cellules. Ce chapitre est constitué de trois sections. La première section présente les techniques existantes qui permettent de déplacer un groupe de cellules. La seconde section est consacrée aux dispositifs de transfert ou de manipulation d'une cellule unique et se conclut sur le choix de l'actionnement magnétique pour notre dispositif. La troisième section présente les dispositifs microrobotiques qui utilisent l'actionnement magnétique, montrant que l'énergie magnétique est parfaitement adaptée à la micromanipulation.

3.1 Outils de déplacement de cellules

L'objectif de cette section est d'exposer les systèmes capables de déplacer simultanément un groupe de cellules. Ces dispositifs, principalement employés pour le tri de cellules, utilisent une ou plusieurs caractéristique(s) commune(s) à un groupe de cellules pour générer un mouvement. Ces caractéristiques peuvent être la capacité à se charger ou à se polariser électriquement (tri par électrophorèse ou diélectrophorèse), à réagir avec un anticorps (tri magnétique) ou la capacité à être transporté par un fluide (tri par microfluidique).

Même si le déplacement d'un ensemble de cellules ne correspond pas exactement à notre objectif final, la description de ces dispositifs permet d'avoir une vue d'ensemble sur les systèmes de transfert.

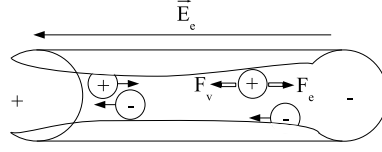


FIG. 3.1 – Principe de l'électrophorèse.

3.1.1 Electrophorèse

L'électrophorèse est une technique relativement ancienne¹ qui repose sur la capacité que possède chaque cellule à se charger électriquement. Cette charge dépend des caractéristiques intrinsèques de la cellule. Ainsi, lorsqu'elle est plongée dans un champ électrique \vec{E}_e , elle est soumise à une force proportionnelle à ce champ \vec{E}_e et à sa charge interne q , c'est la force de Coulomb \vec{F}_e :

$$\vec{F}_e = q \cdot \vec{E}_e \quad (3.1)$$

Plongée dans un gel soumis à un champ électrique \vec{E}_e , chaque cellule d'une population se voit appliquer une force de Coulomb \vec{F}_e proportionnelle à sa charge q ainsi que les forces visqueuses F_v appliquées par le gel sur la cellule (voir figure 3.1). Dès que ces forces s'équilibrent, la vitesse de déplacement, atteinte quasi-instantanément, se stabilise.

Les vitesses de déplacement dans de tels dispositifs sont de l'ordre de quelques centimètres par heure pour un champ électrique exercé de l'ordre de 0.1 à 10 $V.cm^{-1}$ [15]. A l'aide de cette technique, Li est capable de déplacer des globules rouges de 8 μm de diamètre et de 2 μm d'épaisseur à une vitesse d'environ 0.5 $mm.s^{-1}$ pour un champ électrique de 160 $V.cm^{-1}$ au sein d'un réseau capillaire [70].

Bien que l'électrophorèse permette de déplacer une population de cellules, sa première utilisation est le tri de cellules. Ce tri s'effectue sur la vitesse de déplacement de la cellule et dépend :

- des caractéristiques géométriques de la cellule qui influent sur les forces visqueuses \vec{F}_v ;
- des caractéristiques chimiques de la cellule qui influent sur sa charge q .

L'électrophorèse pour le tri de cellules est présente dans un grand nombre d'applications. A titre d'exemple, elle est actuellement utilisée pour transférer des protéines en fonction de leur nature [85] [114] ou pour nettoyer des brins d'ADN ou d'ARN des impuretés en vue d'une analyse [119]. A l'avenir cette technique peut tout à fait être utilisée pour transférer des cellules.

¹Prix Nobel de Chimie obtenu par Tisélius en 1948 [113].

3.1.2 Diélectrophorèse

Plus récente que l'électrophorèse [93], la diélectrophorèse repose sur la capacité que possèdent certaines cellules à se polariser. Plongée dans un champ électrique non uniforme \vec{E}_d , une cellule subit une force diélectrophorétique F_d [45] :

$$\begin{aligned} \vec{F}_d &= 2\pi a^3 \varepsilon_m \operatorname{Re} \left[\frac{k_p - k_m}{k_p + 2k_m} \right] \nabla E_d^2 \\ &= 2\pi a^3 \varepsilon_m K_d \nabla E_d^2 \end{aligned} \quad (3.2)$$

avec :

$$\begin{cases} k_p = \varepsilon_p - j\sigma_p/w \\ k_m = \varepsilon_m - j\sigma_m/w \\ a : \text{rayon de la particule} \\ \varepsilon_p : \text{constante diélectrique de la particule} \\ \varepsilon_m : \text{constante diélectrique du milieu} \\ \sigma_p : \text{conductivité de la particule} \\ \sigma_m : \text{conductivité du milieu} \\ E_d : \text{intensité du champ électrique} \\ w : \text{pulsation du signal électrique} \end{cases}$$

En fonction du signe de la force F_d , les cellules sont soumises à deux mouvements possibles :

- $F_d > 0$: les cellules sont attirées vers les zones de fort champ électrique créées par les électrodes, elle est alors appelée diélectrophorèse positive (pDEP) ;
- $F_d < 0$: les cellules sont repoussées des électrodes vers les zones de faible champ électrique, elle est alors appelée diélectrophorèse négative (nDEP).

Un grand nombre d'applications de ce phénomène est développé dans le cadre de la micromanipulation de cellules. Par exemple, afin de générer le mouvement en translation des cellules, une série d'électrodes peut-être disposée dans le milieu biologique. Alimentées en quadrature de phase, elles génèrent alors une onde électrique progressive qui déplace les cellules. La fréquence et l'amplitude de l'onde électrique progressive doivent être ajustées pour réduire le risque de détérioration de la cellule par la mise en contact direct avec les électrodes.

Grâce à ce type de dispositif, un champ électrique d'amplitude 10^4 V.m^{-1} avec une fréquence de 10 kHz permet de déplacer un objet de $4 \mu\text{m}$ de diamètre [75]. En fonction des propriétés diélectriques de la cellule, les vitesses de déplacement sont d'environ 20 à $40 \mu\text{m.s}^{-1}$.

D'autre part, dans le cadre du tri de cellules, par la modulation du champ électrique, la diélectrophorèse permet de trier une population de cellules en fonction de leurs constantes diélectriques [45] comme illustré sur la figure 3.2. Les quatre électrodes génèrent une onde électrique dont la fréquence provoque une force d'attraction sur certaines

cellules et une force de répulsion sur les autres. Les cellules sont alors respectivement collées aux électrodes et au centre de la zone de travail.

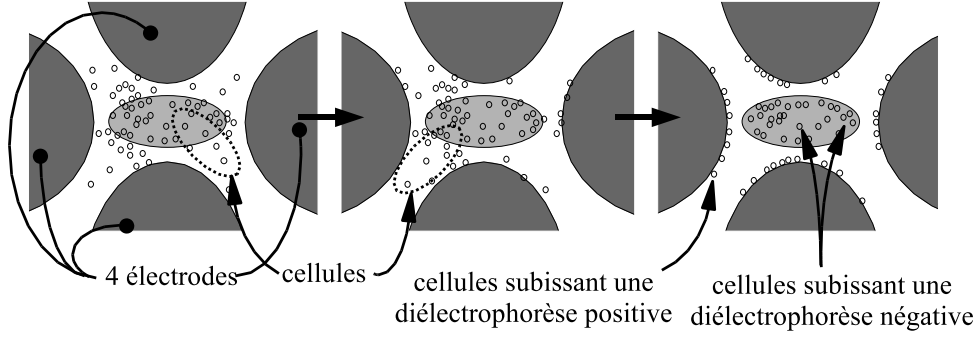


FIG. 3.2 – Tri de cellules par diélectrophorèse (Department of Experimental Pathology, University of Texas, USA, [121]).

Le Massachusetts Institute of Technology (MIT) propose de trier les cellules en fonction de leur taille à l'aide d'une cage diélectrophorétique [98] (voir figure 3.3). L'électrode crée un creux de potentiel par diélectrophorèse négative en son centre qui attire et retient la cellule. La taille des cellules capturées dépend de l'amplitude du champ électrique généré par l'électrode.

3.1.3 Forces magnétiques

L'énergie magnétique est un phénomène également utilisé pour manipuler des cellules. Comme tout objet, une cellule de volume V et de perméabilité $\chi_m(\vec{B}_0)$ soumise à un champ magnétique \vec{B}_0 subit une force magnétique \vec{F} :

$$\vec{F}^T = \iiint_V \frac{\chi_m(\vec{B}_0)^T}{\mu_0} \vec{B}_0 \cdot \vec{\nabla} \cdot \vec{B}_0 \quad (3.3)$$

$$\text{avec : } \vec{\nabla} \cdot \vec{B}_0 = \begin{bmatrix} \frac{\partial(\vec{B}_0 \cdot \vec{x})}{\partial x} & \frac{\partial(\vec{B}_0 \cdot \vec{y})}{\partial x} & \frac{\partial(\vec{B}_0 \cdot \vec{z})}{\partial x} \\ \frac{\partial(\vec{B}_0 \cdot \vec{x})}{\partial y} & \frac{\partial(\vec{B}_0 \cdot \vec{y})}{\partial y} & \frac{\partial(\vec{B}_0 \cdot \vec{z})}{\partial y} \\ \frac{\partial(\vec{B}_0 \cdot \vec{x})}{\partial z} & \frac{\partial(\vec{B}_0 \cdot \vec{y})}{\partial z} & \frac{\partial(\vec{B}_0 \cdot \vec{z})}{\partial z} \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

Toutefois les cellules ont une perméabilité très faible, elles sont par le fait très peu sensibles au champ magnétique. Cette faible sensibilité induit une force magnétique généralement trop faible pour engendrer un déplacement. La solution est d'augmenter artificiellement la perméabilité $\chi_m(\vec{B}_0)$ de la cellule en l'associant avec une charge de 50 nm à 1500 nm [60] ferromagnétique ou paramagnétique².

²Particule qui s'aimante légèrement suivant un champ magnétique \vec{B}_0 , mais qui une fois ce champ annulé ne possède pas d'aimantation rémanente, contrairement aux matériaux ferromagnétiques.

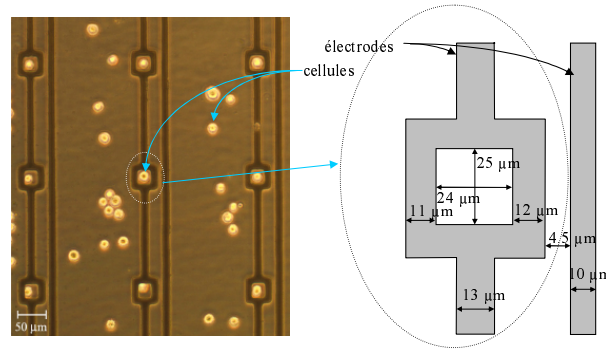


FIG. 3.3 – Cage diélectrophorétique (Department of Electrical Engineering and Computer Science and Department of Health Sciences and Technology, Massachusetts Institute of Technology [98]).

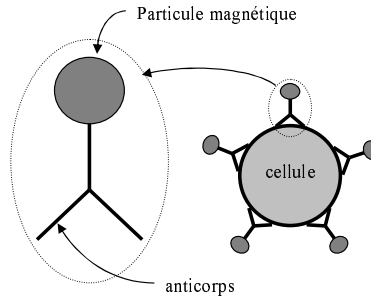


FIG. 3.4 – Principe du tri magnétique de cellules.

La particule magnétique fixée à un anticorps (voir figure 3.4) est plongée dans le milieu accueillant les cellules. Les anticorps et leur charge respective vont se fixer sur les cellules augmentant ainsi leur perméabilité magnétique. On peut ainsi manipuler les cellules à l'aide d'un champ magnétique \vec{B}_0 .

L'énergie magnétique quasi-stationnaire, n'ayant aucun effet connu sur les cellules vivantes, s'adapte parfaitement à une manipulation non délétère. Cependant deux problèmes subsistent :

- l'accroche des anticorps sur la cellule ;
- la destruction possible des cellules lors du décrochage des anticorps après la manipulation.

La première utilisation des forces magnétiques consistait à trier les cellules [50]. Les couples anticorps/charge magnétique sont immergés dans le milieu et se fixent sur les cellules cibles [60]. Ce qui permet de les déplacer sans influencer les cellules non ciblées.

Associé à une imagerie par résonance magnétique (IRM), ce procédé permet également de localiser des cellules, de l'ADN ou des bactéries. Ce qui permet par exemple,

d'isoler des cellules cancéreuses présentes dans un échantillon [2].

Une autre technique utilisant l'énergie magnétique permet d'effectuer des opérations de tris de cellules en utilisant les propriétés magnétiques intrinsèques à la cellule (diamagnétisme et paramagnétisme).

En effet, Han utilise les propriétés paramagnétiques des leucocytes (globules blancs) et diamagnétiques des erythrocytes (globules rouges) pour trier ces deux populations de cellules [54].

3.1.4 Microfluidique

La manipulation microfluidique consiste à utiliser une infime quantité de fluide (quelques microlitres) comme outil porteur de cellules. Ce fluide circule dans un réseau de tubes capillaires afin d'alimenter différentes zones de travail. La vitesse de déplacement des cellules dépend du débit du liquide. Ce débit dépend de la forme de la canalisation et de la nature du fluide porteur. A titre d'exemple, les débits Φ_c et Φ_p respectivement dans un canal cylindrique et parallélépipédique valent [19] :

$$\Phi_c = \frac{\pi D^2}{4} \cdot \frac{\Delta P}{32\eta L} D^2 \quad (3.5)$$

$$\Phi_p = \frac{1}{2} \cdot \frac{d \cdot h^3}{L} \cdot \frac{\Delta P}{\eta} \quad (3.6)$$

$$\text{avec : } \begin{cases} \Phi_c : \text{débit dans une canalisation cylindrique} \\ \Phi_p : \text{débit dans une canalisation parallélépipédique} \\ \Delta P : \text{différence de pression} \\ \eta : \text{viscosité dynamique du fluide} \\ L : \text{longueur de la canalisation} \\ D : \text{diamètre de la canalisation cylindrique} \\ d : \text{largeur de la canalisation parallélépipédique} \\ h : \text{hauteur de la canalisation parallélépipédique} \end{cases}$$

Les applications majeures de la microfluidique portent sur le traitement de cellules : analyse, contrôle du développement, centrifugation, décoronisation, etc. L'analyse ADN est un bon exemple d'utilisation des réseaux microfluidiques. Le prélèvement d'ADN circule dans le réseau et traverse différentes zones de traitement avant d'être analysé [67, 118].

3.1.5 Association de la microfluidique avec d'autres techniques

L'association de la microfluidique avec d'autres techniques telles que l'électrophorèse ou l'actionnement magnétique consiste à utiliser conjointement la capacité de canalisation des flux du réseau capillaire et les capacités de déplacement de ces systèmes. Ainsi il est possible de faire cheminer un ensemble de cellules dans un réseau microfluidique plus ou moins complexe.

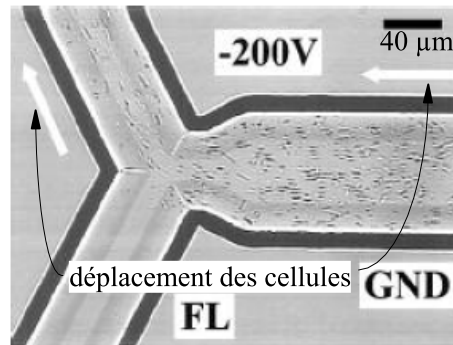


FIG. 3.5 – Exemple de transfert de cellule dans un réseau microfluidique par électrophorèse (Department of Chemistry, University of Alberta, Edmonton, AB, Canada[70]).

Par exemple, avec un actionnement par électrophorèse, ce cheminement est défini en fonction des potentiels appliqués aux différents canaux (voir figure 3.5) [70].

3.1.6 Conclusion sur les dispositifs de déplacement de cellules

Les dispositifs décrits dans cette section ont pour but de trier des cellules en fonction de leurs caractéristiques chimiques ou géométriques. Intrinsèquement, ils sont donc capable de transporter des cellules à condition qu'ils soient adaptés à leurs caractéristiques. Cependant ils ne sont pas forcément tous aptes à la manipulation de cellule unique. Pour compléter ce descriptif, la seconde section sera consacrée aux dispositifs de déplacement d'une cellule unique.

3.2 Dispositifs de déplacement d'une cellule unique

Nous considérons les dispositifs de manipulation de cellule unique tous dispositifs permettant de déplacer une cellule sans interaction avec les autres cellules. Ils permettent également d'agir uniquement sur la cellule cible.

Les dispositifs présentés dans la section précédente permettent le déplacement d'un groupe de cellules simultanément. Hormis pour la diélectrophorèse, il leur est impossible de manipuler une cellule unique. Les dispositifs de manipulation présentés dans cette section se scindent en deux familles :

- micromanipulation sans contact pour laquelle la cellule ne subit pas de contact avec l'actionneur,
- micromanipulation avec contact pour laquelle la cellule subit un contact avec l'actionneur.

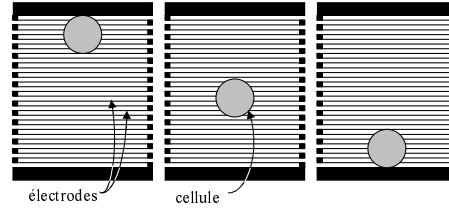


FIG. 3.6 – Déplacement par onde progressive (Institut für Biologie, Humboldt-Universität zum Berlin, Allemagne [43]).

3.2.1 Manipulation sans contact

Diélectrophorèse

L'effet diélectrophorétique, utilisé pour déplacer plusieurs cellules appartenant à un même groupe, est également utilisable pour le déplacement d'une cellule unique. Il se décline sous trois formes :

- l'onde électrique progressive ;
- la cage diélectrophorétique ;
- l'électrorotation.

L'onde électrique progressive dont le principe est expliqué dans la section 3.1.2, page 49 engendre un déplacement de la cellule d'un lieu à un autre.

Un exemple de principe de déplacement d'une cellule via ce moyen de manipulation est présenté figure 3.6 [43]. L'onde progressive déplace un objet de $60\ \mu\text{m}$ de diamètre. Elle est provoquée par des électrodes larges de $2.5\ \mu\text{m}$ et alimentées par quatre signaux en quadrature de phase d'amplitude $1.5\ \text{V}$ et de fréquence $1\ \text{Mhz}$.

Par un agencement adéquat des électrodes, il est possible de positionner précisément les cellules. Quatre électrodes alimentées, comme l'illustre la figure 3.7, créent un creux de potentiel où vient s'immobiliser la cellule par diélectrophorèse négative³. Ce dispositif avec la configuration présentée figure 3.7 [42] positionne des billes en latex de $3\ \mu\text{m}$ de diamètre. Le résultat est obtenu avec des électrodes alimentées en opposition de phase à une fréquence de $20\ \text{kHz}$ d'amplitude $7\ \text{V}$ crête-crête.

L'électrorotation est un procédé qui dérive de la cage diélectrophorétique. Elle permet d'effectuer une rotation à une cellule. Cette rotation est induite par un champ tournant \vec{E} créé par les quatre électrodes. Ce champ tournant applique un couple T à la cellule :

³Ce principe est identique à celui décrit par la figure 3.3, page 51 avec une structure d'électrodes différente.

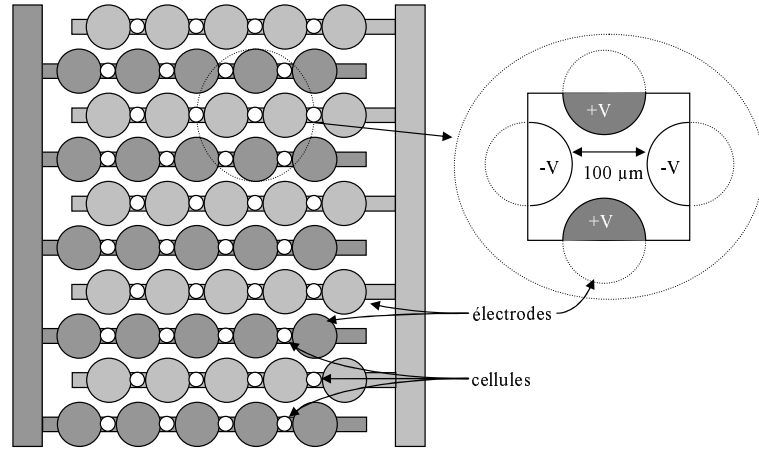


FIG. 3.7 – .

Positionnement de cellules par diélectrophorèse (SATIE, ENS Cachan, IIS University of Tokyo, Fujita Laboratory[42]).

$$T = 4\pi a^3 \varepsilon_m \operatorname{Im} \left[\frac{k_p - k_m}{k_p + 2k_m} \right] E_d^2 \quad (3.7)$$

avec

$$\left\{ \begin{array}{l} k_p = \varepsilon_p - j\sigma_p/w \\ k_m = \varepsilon_m - j\sigma_m/w \\ a : \text{rayon de la particule} \\ \varepsilon_p : \text{constante diélectrique de la particule} \\ \varepsilon_m : \text{constante diélectrique du milieu} \\ \sigma_p : \text{conductivité de la particule} \\ \sigma_m : \text{conductivité du milieu} \\ E_d : \text{intensité du champ électrique} \\ w : \text{pulsation du signal électrique} \\ \operatorname{Im}(z) : \text{partie imaginaire du nombre } z \end{array} \right.$$

Dans le cadre d'une AMP, ce procédé peut être utilisé pour positionner le globule polaire avant l'injection du spermatozoïde⁴ [91] (voir figure 3.8). Ce dispositif permet de faire tourner une cellule de 100 μm de diamètre à une vitesse de 60 deg.s^{-1} à l'aide de quatre signaux sinusoïdaux en quadrature de phase et de fréquence de 1MHz [116].

Manipulation directe par laser trapping

Le laser trapping est une technique qui utilise la pression lumineuse afin de générer un effort sur un objet. Un faisceau lumineux traversant une cellule est réfracté et change

⁴Le dispositif d'injection doit éviter de toucher le patrimoine génétique maternel proche du globule polaire.

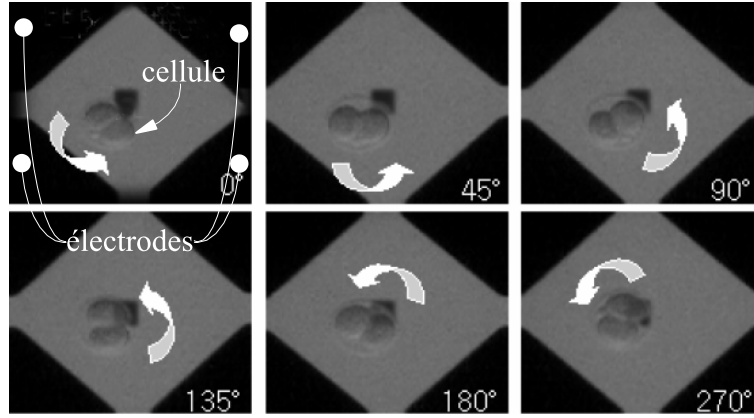


FIG. 3.8 – .

Electrorotation d'une cellule par diélectrophorèse (Microsystem Research Center, Korea Institute of Science and Technology[91]).

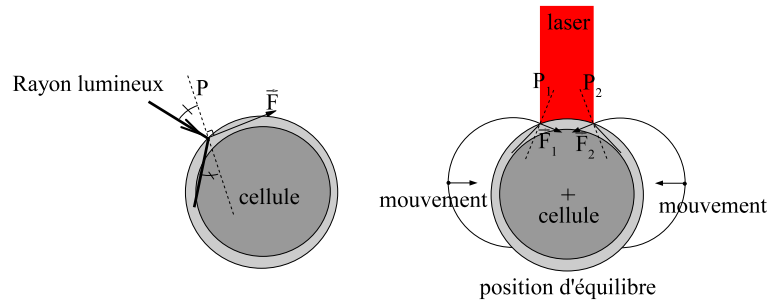


FIG. 3.9 – Principe du laser trapping.

donc de direction. En terme de trajet lumineux, ceci équivaut à une réflexion suivant un plan P dépendant des indices de réfraction des milieux (voir figure 3.9). En changeant de direction, le faisceau lumineux engendre une très faible pression appelée pression lumineuse. Cette pression lumineuse est perpendiculaire au plan P et tend à déplacer la cellule vers le centre du faisceau. L'utilisation de ce phénomène permet de déplacer des cellules grâce à un laser : « laser trapping ».

Ce procédé de manipulation développé par Ashkin [11] en 1974 permet de manipuler des éléments situés entre 10 nm [30] et 20 μm [5] de diamètre. Des brevets en manipulation de cellules par laser trapping, ont été présentés par Wilson [124] et Morito [80].

En terme d'effort et de vitesse, on peut citer un exemple donné par Arai : la bille de polystyrène manipulée possède un diamètre de 3 μm . L'effort maximal provoqué sur cet objet est de 8.8 pN. La vitesse atteinte lors de la manipulation est de 14 $\mu\text{m.s}^{-1}$.

Une limite du procédé de laser trapping réside dans les caractéristiques de l'objet. L'objet doit être de forme elliptique ou sphérique et posséder un indice de réfraction

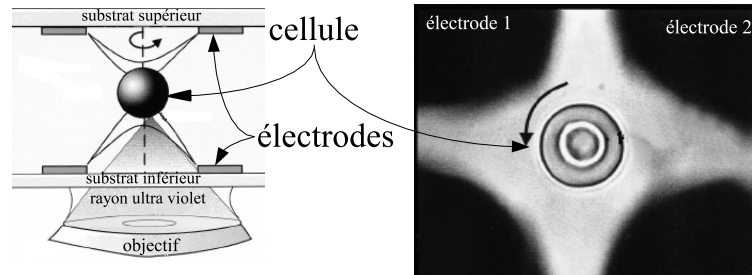


FIG. 3.10 – Laser trapping et diélectrophorèse négative (Department of Biology, Humboldt-University of Berlin,[44]).

supérieur au milieu ambiant [12]. Dans le domaine de la manipulation de cellule, ce point importe peu car les organismes traités ne possèdent pas d'arêtes vives et s'apparentent à des formes elliptiques.

Certaines cellules, en fonction de la longueur d'onde et de la puissance du laser utilisé, sont détruites lors de la manipulation [7][107]. Morito propose une solution pour s'affranchir de ce phénomène : il utilise des infrarouges moins destructeurs que la lumière visible [80]. Une autre technique, que nous présentons dans une autre partie de cette section, permet de réduire les effets délétères du laser trapping sur les cellules en plaçant un objet supplémentaire entre la cellule et le laser.

Association entre la diélectrophorèse et le laser trapping

Le laser trapping possède une bonne précision mais une faible zone de travail. On lui associe alors la diélectrophorèse pour mener la cellule dans la zone de travail.

Furh [44] procède à cette association (voir figure 3.10). La cellule à l'intérieur de la cage est isolée du reste de la population par diélectrophorèse négative. On utilise le laser trapping pour déplacer la cellule au sein de la cage.

Une autre utilisation de cette application consiste à attirer un ensemble de cellules vers une électrode par diélectrophorèse positive. Ensuite le laser trapping est utilisé afin de sélectionner une cellule en particulier. Ce principe est notamment développé par Arai [8].

3.2.2 Manipulation avec contact

Microfluidique

Nous avons vu dans la partie précédente que le flux de liquide permet de déplacer les cellules dans un réseau capillaire. Pour manipuler une cellule unique par les phénomènes fluidiques dans une zone définie, il est nécessaire de bloquer sa progression dans le réseau sans entraver celle des autres cellules. Pour cela, il existe deux principes :

- la cellule est bloquée par aspiration ;
- la cellule est bloquée à l'aide d'une action extérieure au fluide.

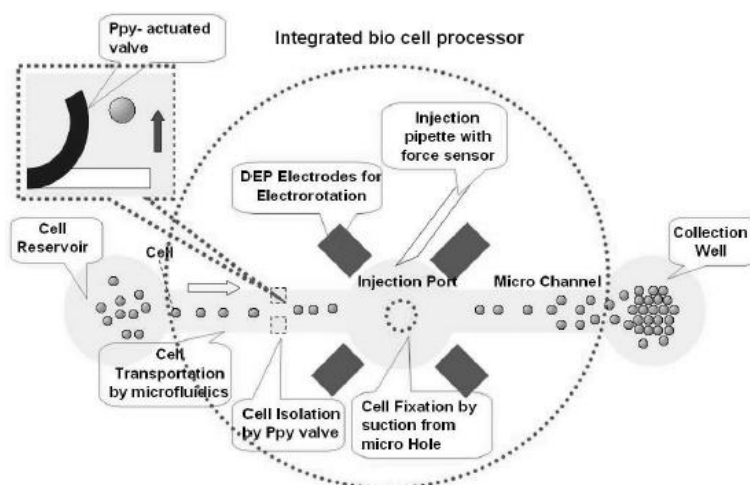


FIG. 3.11 – .

Dispositif de traitement d'ovocyte (Microsystem Research Center, Korea Institute of Science and Technology, Seoul[91])

Le principe d'aspiration consiste à bloquer une cellule contre un tube dans lequel est maintenue une dépression. Cette dépression doit être suffisamment importante pour maintenir la cellule en place tout en respectant son intégrité. L'autre utilisation de la dépression consiste à aspirer une cellule parmi d'autres dans un tube capillaire en vue de l'isoler et/ou de la replacer dans un autre milieu.

Ces techniques sont couramment utilisées pour une ICSI. L'ovocyte est maintenu en position par une pipette d'aspiration. Le spermatozoïde, beaucoup plus petit, est prélevé dans une population par aspiration dans une pipette d'injection (voir figure 2.5(a), page 33).

Pour isoler une cellule dans un échantillon, il existe une alternative à l'aspiration. La technique consiste à arrêter le mouvement d'une cellule au sein du milieu fluide à l'aide d'un obstacle.

Pour son système de caractérisation d'ovocytes illustré par la figure 3.11, Park [91] utilise une microvanne bimorphe qui bloque le flux et provoque l'arrêt de toutes les cellules situées les unes derrière les autres. Ceci reste néanmoins de la manipulation d'une cellule unique car même si les cellules se déplacent simultanément, elles sont suffisamment espacées les unes des autres pour pouvoir être traitées séparément. Cette configuration est intéressante quand toutes les cellules suivent le même parcours.

Dans le cas où les cellules ne subissent pas toute le même traitement, la solution est d'immobiliser la cellule cible sans interrompre le flux fluide. Cette immobilisation s'effectue à l'aide d'un obstacle dont les dimensions sont judicieusement choisis pour bloquer la cellule cible sans obstruer le passage pour les autres.

A titre d'exemple, Ichikawa [56] [6] utilise comme fluide porteur un gel sensible au rayonnement ultraviolet. Lorsque la zone de la cellule cible est soumise au rayonnement

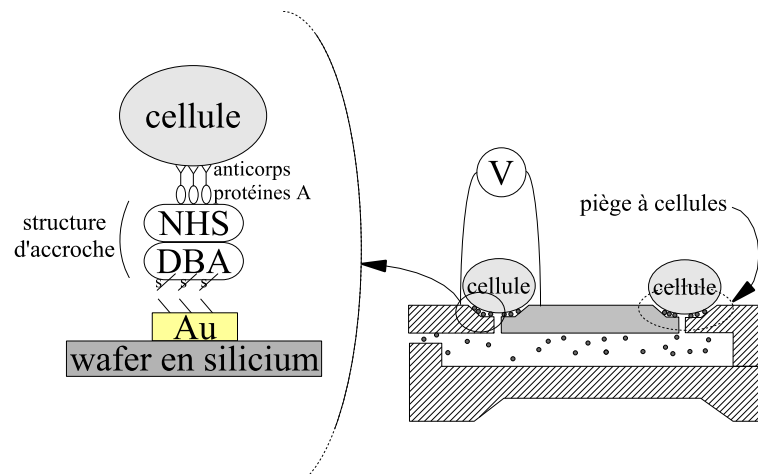


FIG. 3.12 – Liaison entre une cellule et un wafer en silicium (LIMMS- CNRS Institute of Industrial Science, Tokyo, Japon [92]).

ultraviolet, la densité du gel augmente. Ce dispositif permet de bloquer la progression d'une cellule de $100\ \mu\text{m}$ dans un fluide ayant une vitesse de $200\ \mu\text{m.s}^{-1}$ sans gêner la progression des autres cellules.

Accroche chimique

L'objectif de l'accroche chimique est d'obtenir une liaison entre un organisme vivant et un support inerte tel que le silicium. Pour cela, il est nécessaire de réaliser une structure chimique exploitant pleinement les technologies de microfabrication.

Une des solutions proposées est de créer une interface entre du silicium et des anticorps capables d'accrocher des cellules via une couche chimique [76]. Le dispositif présenté sur la figure 3.12 est entièrement développé via des techniques de microfabrication. L'intérêt d'un tel principe est de concevoir un système d'analyse biologique de type « lab-on-chip » basé sur des principes de microfabrication standards [92].

Immobilisation dans une structure mobile

Le principe développé ici est d'utiliser un système qui va emprisonner la cellule pour ensuite la déplacer dans la zone désirée. Cette opération peut se réaliser de deux manières :

- par l'utilisation d'une pince ;
- par l'utilisation d'une structure rigide.

Il existe deux principes d'actionnement par pince. Le premier consiste à utiliser des organes terminaux rigides montés sur un actionneur générant le mouvement. Le second principe consiste à utiliser des éléments déformables. Ces éléments, soumis à un champ

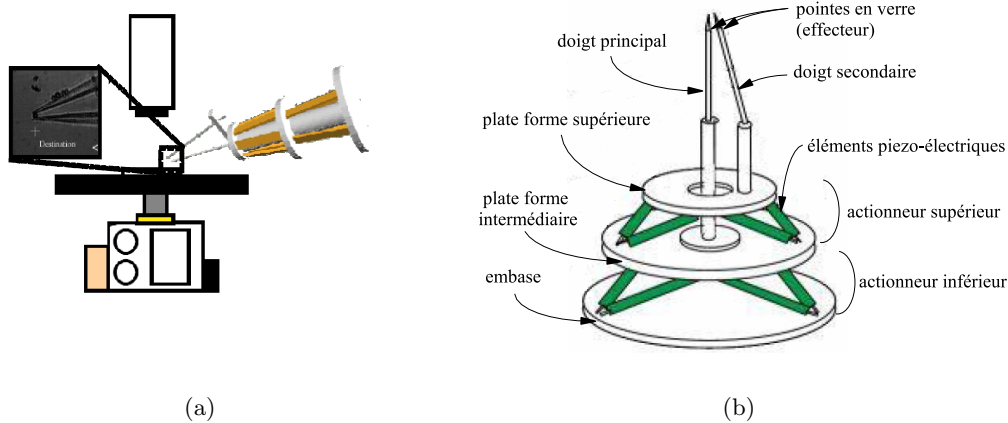


FIG. 3.13 – Pince à deux doigts de type « baguette chinoise » (University of Tsukuba, Tsukuba, Japon[87]).

physique commandable (champ électrique, champ magnétique, température, etc.), se déforment et produisent un mouvement.

Ohara [87] utilise le principe des baguettes chinoises : une des deux baguettes est fixe alors que la seconde est actionnée par des éléments piézo-électriques (voir figure 3.13). Ce dispositif permet de manipuler des cristaux de protéine de $30\ \mu m$ ainsi que des billes de verre de $8\ \mu m$. Cette technique ouvre ainsi des perspectives sur des applications de manipulation d'objets biologiques tels que des cellules.

Les polymères électro-actifs de type IPMC⁵ sont un exemple : en milieu aqueux, ils se déforment sous l'effet d'un champ électrique. Jager utilise ce principe avec un ensemble microrobotique composé d'un dispositif de translation et d'une pince [57]. En modulant le champ électrique, il est capable de saisir, déplacer et déposer un objet (voir figure 3.14). D'autres solutions sont possibles, notamment l'utilisation de polymères thermo-actifs [28] [131].

Il existe également une alternative à la pince. Une structure rigide est montée sur un dispositif de déplacement. Cette structure fait office de cage pour emprisonner la cellule et ainsi la déplacer. Sadani [100] utilise ce principe pour manipuler un ovocyte. Il est constitué d'un bras monté sur un dispositif de translation. Le bras est percé à son extrémité pour accueillir l'ovocyte (voir figure 3.15).

Manipulation par poussée

La poussée d'une cellule est un mouvement effectué dans le plan. Cette opération peut se réaliser suivant trois principes :

⁵Ionic Polymer-Metal Composites : polymères polyélectrolytes réticulés remplis d'eau.

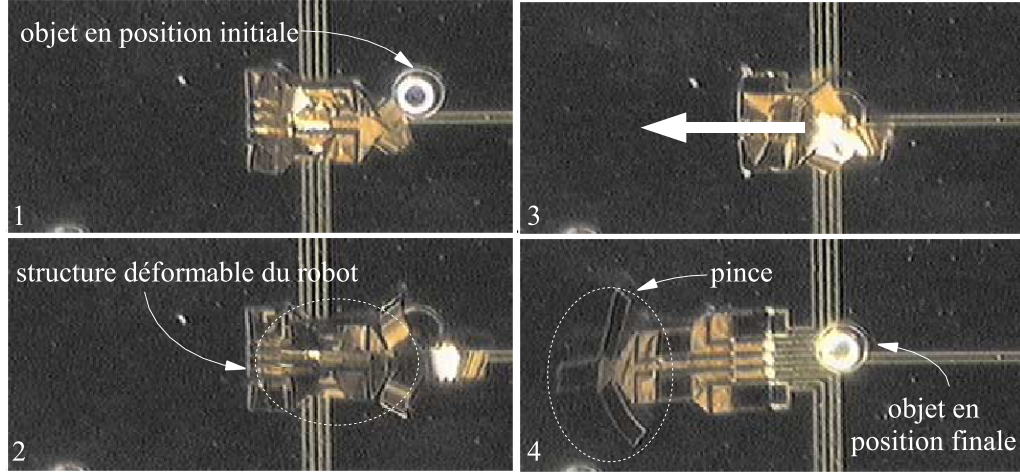


FIG. 3.14 – Microrobot manipulateur en polymère actif manipulant une bille de $100\ \mu m$ de diamètre : 1) La pince est fermée. 2) La pince se déploie au dessus de l'objet. 3) Le microrobot se déplace vers la gauche avec l'objet. 4) L'objet est libéré (Micromuscle AB, Linköping, Suède[57]).

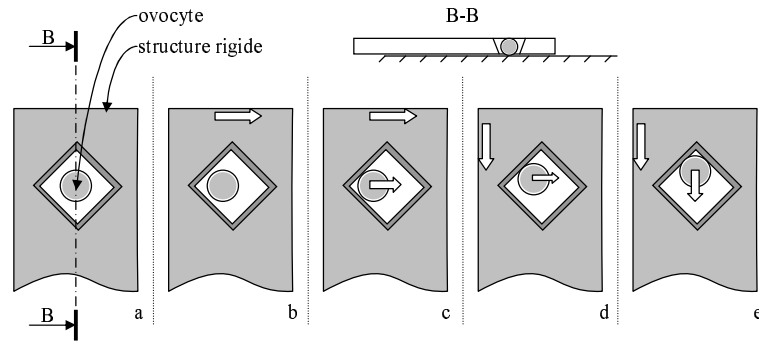


FIG. 3.15 – Principe de fonctionnement : le bras et l'ovocyte sont immobiles (a), le bras se déplace vers la droite mais l'ovocyte reste immobile (b), le bras entre en contact avec l'ovocyte et l'entraîne avec lui (c), le bras arrête son déplacement vers la droite pour descendre, l'ovocyte va vers l'angle supérieur de l'ouverture (d), l'ovocyte touche le coin supérieur et est entraîné par le bras (e) (Laboratoire Femto-st Département Optique P.M. Duffieux, Besançon, France [100]).

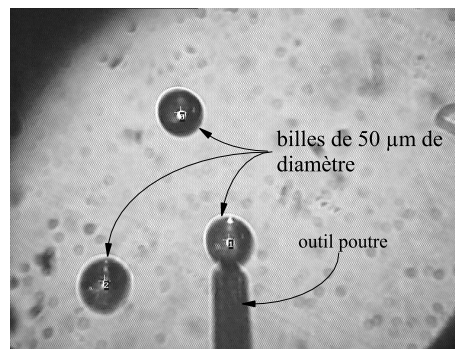


FIG. 3.16 – Dispositif de poussée de billes de $50\ \mu\text{m}$ de diamètre par AFM (Laboratoire d'Automatique de Besançon, Besançon, France[99]).

- avec un dispositif robotisé ou télé-opéré : il existe un lien mécanique entre le micromonde et le macromonde ;
- avec des microrobots autonomes : il n'existe pas de lien mécanique entre le micromonde et le macromonde ; de plus l'énergie est embarquée sur les actionneurs ;
- avec un dispositif à énergie déportée : il n'existe pas de lien mécanique entre le micromonde et le macromonde, de plus l'énergie ne se situe pas sur l'actionneur.

Le dispositif robotisé ou télé-opéré utilise une poutre micrométrique associée à un dispositif de transfert. Par contact direct, la poutre pousse l'objet dans la direction désirée.

Le dispositif le plus couramment employé est le microscope à force atomique (AFM). Utilisé en actionneur, le dispositif piézo-électrique permet de déplacer avec une grande précision la poutre. Il est ainsi possible de déplacer des billes de polystyrène de $50\ \mu\text{m}$ de diamètre [99] (voir figure 3.16) ou des cellules neurologiques [69], [68].

La poussée peut s'effectuer à l'aide de systèmes microrobotiques autonomes. Un dispositif mobile, possédant sa propre énergie, est capable de manipuler et déplacer une cellule au sein d'une population en toute autonomie, isolé du monde extérieur.

Tagliareni [110] propose d'utiliser ce principe à l'aide de microrobots. Ces microrobots de taille centimétrique possèdent chacun une pointe montée sur une structure piézocéramique déformable (voir figure 3.17). A noter que ces travaux n'ont pour l'instant pas fait l'objet de réalisations expérimentales mais ce principe reste intéressant pour la manipulation cellulaire.

La troisième technique consiste à utiliser une action à distance. La partie de l'actionneur en contact avec la cellule est mue par une énergie sans support physique : énergie lumineuse, champ magnétique. Ce principe permet de résoudre certains problèmes tels que :

- l'application directe du faisceau lumineux dans le cadre du laser trapping est délicate pour la cellule ;

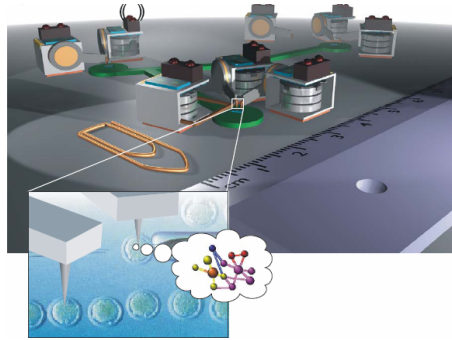


FIG. 3.17 – Concept de microrobots mobiles disposant d'une pointe pour la manipulation de cellules (Instrumentation and Communication Systems (SIC), Barcelone, Espagne [25] [110]).

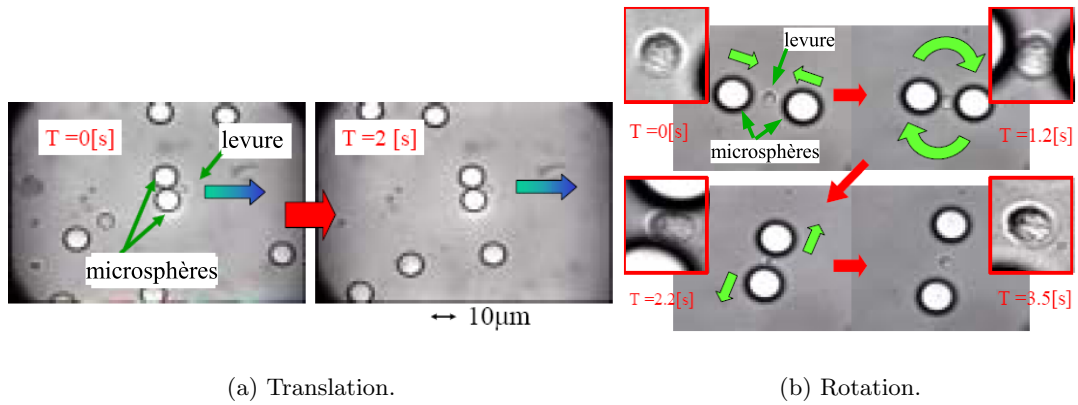


FIG. 3.18 – Manipulation d'une levure avec deux microsphères en polystyrène (Nagoya University and PRESTO, Nagoya, Japon [10]).

- la cellule n'est pas suffisamment réactive au champ magnétique et l'accroche d'une particule magnétique par anticorps (voir section 3.1.3) pose quelques problèmes de décrochement.

A titre d'exemple, Arai [9] [10] utilise une microsphère comme outil. Le faisceau lumineux manipule une levure via la microsphère de $10\ \mu\text{m}$ de diamètre (voir figure 3.18). Gauthier [49] utilise l'énergie magnétique pour influencer sur un objet magnétiquement sensible plongé dans le milieu biologique. Le dispositif de Gauthier est constitué d'un aimant permanent et d'une particule ferromagnétique. La particule ferromagnétique est plongée dans le milieu biologique alors que l'aimant est disposé à l'extérieur séparé par une lame de microscope. Les mouvements de l'aimant induisent un déplacement de la particule qui pousse la cellule (dispositif décrit section 4.1).

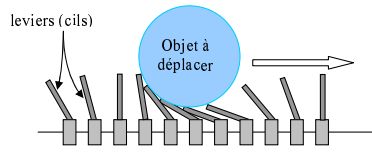
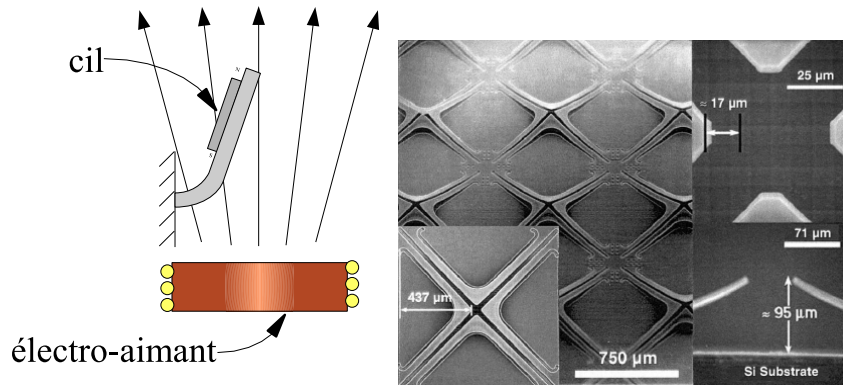


FIG. 3.19 – Mouvement oscillatoire des cils (Institute of Industrial Sciences, Univ. Of Tokyo, Japon [13]).



(a) Actionnement magnétique (Electrical Engineering, California Institute of Technology, Pasadena, États-Unis [72]).

(b) Actionnement thermique (Center of Integrated Systems, Dept. of Electrical Engineering, Stanford Univ., Stanford, États-Unis [105]).

FIG. 3.20 – Exemples de dispositifs de translation par cils.

Réseau ciliaire

Un réseau ciliaire est un ensemble de leviers (ou cils) indépendants. En actionnant les cils les uns après les autres, il est possible de créer une onde progressive dans une direction donnée. Lorsqu'un objet ou une cellule est posé sur ce réseau, il se déplace porté par cette onde comme décrit figure 3.19.

Sur ce principe, plusieurs techniques d'actionnement sont possibles. A titre d'exemple, la figure 3.20(a) représente un actionnement magnétique [72]. Chaque cil est actionné par une microbobine. Sur la figure 3.20(b), chaque cil est un bimorphe thermique alimenté par un courant qui chauffe le levier par effet joule. La vitesse atteinte par ce dernier système est de 1 mm.s^{-1} [105].

3.2.3 Conclusion sur les dispositifs de déplacement de cellule unique

Cette conclusion présente les dispositifs de manipulation sous trois angles d'analyse correspondant aux contraintes liées à la manipulation cellulaire : la non embryotoxicité, la manipulation d'une cellule unique et la réduction des quantités de produits utilisés.

Notre objectif est de concevoir un dispositif de transfert de cellules vivantes, de ce fait notre dispositif doit être non embryotoxique, c'est à dire qu'il doit préserver l'intégrité de la cellule et maintenir un environnement stable (température, acidité, etc.) et stérile.

De par ces effets potentiellement délétères sur les cellules, l'application directe du faisceau lumineux (laser trapping) peut être problématique. En effet le laser trapping peut générer une hausse de la température en utilisation sur des cellules de taille importante. L'accroche chimique est également problématique par l'utilisation d'anticorps. Elle peut alors provoquer des dommages sur la cellule.

Actuellement, lors des phases de manipulation, la température du milieu biologique est contrôlée pour épargner tout choc thermique à la cellule. L'utilisation de procédés thermo-actifs ou générant une augmentation locale de la température sont à éviter. Ainsi, par précaution, on préférera ne pas utiliser les réseaux ciliaires thermiques et le laser trapping via un objet intermédiaire.

Notre système se doit de conserver la stérilité du milieu biologique. Pour cela, la meilleure solution consiste à confiner ce milieu. Ce qui exclu, *a priori*, tous les dispositifs qui engendrent un pont entre les deux milieux : AFM, pince, etc.

Nous souhaitons manipuler une cellule individuellement parmi d'autres au sein du réseau capillaire ou du milieu liquide. Nous ne désirons pas que les autres cellules à proximité soient sous l'influence de notre dispositif de transfert. De ce fait, bien que le processus fonctionne parfaitement pour un transfert collectif de cellules, la diélectrophorèse comme principe de transfert d'une cellule unique ne peut être retenue. L'électrorotation reste tout de même utilisable sur la zone de travail. En effet, en cet endroit, nous sommes sûre que seule la cellule cible est sous l'influence du champ tournant électrique.

Dans un souci d'économie en AMP, les quantités de produits de conservation actuellement utilisés sont très restreints. Pour cela, le réseau capillaire est approprié à la situation puisqu'il permet de desservir les futures zones de travail avec une quantité minimale de substances conservatrices.

La solution envisagée est d'utiliser un champ magnétique variable. Ce champ magnétique n'a pas d'influence direct sur les cellules. De ce fait, la manipulation va s'effectuer par contact direct avec un objet sensible au champ magnétique. Outre les dispositifs magnétiques présentés dans la section précédente (Gauthier [48] et Liu [72]), il existe d'autres dispositifs microrobotiques à actionnement magnétique. Ces dispositifs font l'objet de la section suivante qui porte sur les actionneurs magnétiques pour la micro-robotique qui sont adaptables à la manipulation biologique.

3.3 Les actionneurs magnétiques

Cette section a pour objectif de démontrer l'intérêt du micro-actionnement magnétique dans le micromonde. Nous allons, dans un premier temps, exposer ces avantages et ces inconvénients dans le contexte du micromonde. Ce descriptif sera suivi par des exemples de réalisations basées sur ce principe.

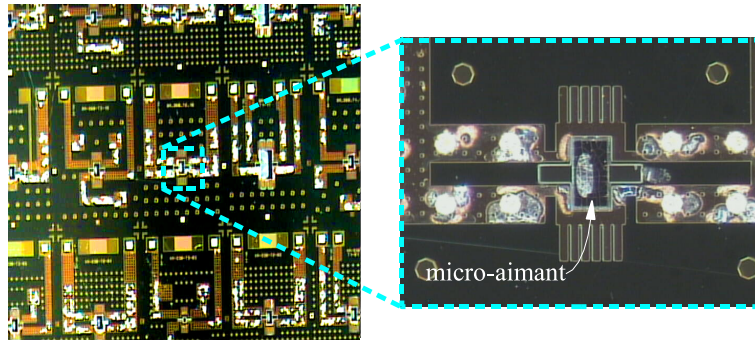


FIG. 3.21 – Micro-aimant ($50 \times 100 \mu m^2$) conçu au Laboratoire d'Électrotechnique de Grenoble (LEG) et réalisé au Laboratoire d'Électronique de Technologie de l'Information (LETI) [32], France.

3.3.1 L'intérêt du magnétisme

Cette section est basée pour partie importante sur l'ouvrage rédigé sous la direction d'Orphée Cugat : Micro-actionneurs électromagnétiques MAGMAS [31]. L'effort magnétique est certes un effort volumique, mais les effets d'échelles ne lui sont pas défavorables, bien au contraire. Homothétiquement, un dispositif magnétique microscopique produit de plus gros efforts que tout autres dispositifs magnétiques macroscopiques. Ces efforts sont engendrés par des densités de courant plus importantes dans les circuits magnétiques et par la maîtrise technologique des micro-aimants permanents (voir figure 3.21).

L'utilisation de l'électromagnétisme pour le micro-actionnement présente plusieurs avantages :

- le contrôle et l'actionnement à distance ;
- l'adaptabilité avec des structures déjà existantes ;
- la bistabilité ;
- l'absence de frottement avec la lévitation ;
- la biocompatibilité.

Malheureusement comme tout dispositif, l'actionnement magnétique possède également quelques inconvénients :

- forte puissance consommée ;
- échauffement ;
- pollution électromagnétique.

Mais nous verrons que ceux-ci ne sont pas préjudiciables pour une utilisation biologique.

Le contrôle et l'actionnement à distance

L'énergie magnétique permet d'engendrer d'importants efforts :

- sans contact ;
- sur de longues distances [16] [73] ;

- à travers un grand nombre de matériaux [39].

Ces caractéristiques permettent de réaliser un microrobot autonome (sans fil d'alimentation) développant un effort important au regard du micromonde.

Affranchis de tout fil d'alimentation, de petits dispositifs à base d'éléments ferromagnétiques, d'aimants permanents ou de couches magnétostrictives peuvent se déplacer sur différentes surfaces (liquide ou solide) ainsi que dans les trois dimensions (lorsqu'ils sont immergés dans un liquide) [101] [103].

L'adaptabilité avec des microstructures déjà existantes

La mise en place d'éléments électromagnétiques simplifie les étapes de tests et d'optimisations des microstructures déjà existantes. A titre d'exemple une couche piézo-électrique, longue et délicate à mettre en place, peut être remplacée temporairement par un matériau ferromagnétique doux de 100 μm d'épaisseur [31]. La commande du dispositif peut s'effectuer par un électro-aimant extérieur.

La bistabilité des dispositifs électromagnétiques

Les phénomènes magnétiques permettent de créer des structures bistables afin de maintenir une position stable sans aucun apport d'énergie. Ceci est possible grâce à un aimant permanent qui fait office de source de champ magnétique permanente. Ce principe est intéressant pour les dispositifs nécessitant :

- le maintien d'une position stable sur le long terme ;
- le maintien d'une position sans apport d'énergie (dispositif de sécurité par exemple) ;
- la recherche d'un effet mémoire.

L'actionnement bistable d'un réseau de microcommutateurs optiques est un exemple d'utilisation de ce principe. Les micromiroirs, dont sont munis ces microcommutateurs, possèdent deux positions stables où seul le passage d'une position stable à une autre nécessite de l'énergie. La première position stable est assurée par la rigidité de la poutre supportant le numétal⁶ (position ON sur la figure 3.22). Le micromiroir est maintenu dans sa deuxième position stable (position OFF) par un aimant qui assure la force de maintien. Pour passer d'une position stable à l'autre, le champ de la bobine d'excitation est ajouté ou soustrait au champ de l'aimant permanent. Lors de la soustraction des deux champs magnétiques, la force de rappel de la poutre est suffisante pour décoller le numétal du circuit magnétique⁷.

Absence de frottement avec la lévitation magnétique

En introduction de ce mémoire, nous avons vu que la réduction d'échelle induisait une plus grande importance des efforts d'adhésion au détriment des efforts volumiques (poids et inertie). La lévitation magnétique, en nous affranchissant de tout contact entre les

⁶Matériau ferromagnétique doux.

⁷Ce phénomène plus rigoureusement démontré dans [95].

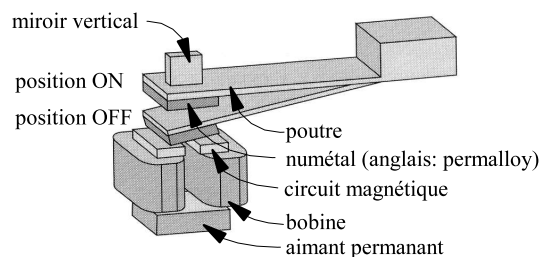


FIG. 3.22 – Structure bistable (Laboratoire d’Électrotechnique de Grenoble, France[95]).

objets, supprime ces efforts d’adhésion et de frottements [61]. La lévitation magnétique est par conséquent un principe intéressant utilisé en micromanipulation.

Biocompatibilité du champ magnétique

L’une des applications de la microrobotique consiste à concevoir des dispositifs pour une utilisation biomédicale. Dans ce domaine, par rapport à d’autres principes d’actionnement (piézo-électricité, AMF, etc.), l’actionnement magnétique possède des avantages.

Les dispositifs à base de polymères thermo-actifs ou la manipulation par laser trapping génèrent localement une augmentation de la température. D’autres parts, les éléments piézo-électriques utilisent des tensions électriques importantes. Ces élévations ou ces tensions importantes peuvent détruire les cellules, ce qui n’est pas le cas du champ magnétique quasi-statique qui est biocompatible[71].

Puissance consommée

Un élément électromagnétique consomme énormément d’énergie si on le compare à un élément électrostatique⁸. Cependant l’équivalent électrostatique d’un dispositif électromagnétique (action déportée à longue distance) n’existe pas. De plus le remplacement d’un dispositif bistable à électro-aimant par un dispositif toujours bistable à aimant permanent ne consomme rien.

Échauffement

Le passage du courant dans un circuit magnétique induit un échauffement, ce qui peut représenter une contrainte en biomanipulation. Cet échauffement, provoqué par les pertes Joule, est comparativement plus important que dans le macromonde [31].

Toutefois, comme nous l’avons vu précédemment, le dispositif qui fournit l’énergie magnétique peut être déporté. De ce fait, l’échauffement de la source magnétique n’est plus un problème puisqu’il n’a pas lieu dans le milieu biologique. Enfin, il est possible de remplacer l’électro-aimant, source de chaleur, par un aimant permanent thermiquement inerte.

⁸Qui est celui qui consomme le moins d’énergie [31].

Pollution électromagnétique

La pollution électromagnétique engendrée par ces actionneurs est d'autant plus importante qu'ils agissent à longue distance. En effet d'autres systèmes électriques peuvent entrer sous leurs influences : alimentation de l'actionneur, capteurs, autres actionneurs électromagnétiques, etc.

Ces effets à longue portée ne sont pas forcément néfastes. En effet, il est possible de les utiliser en associant plusieurs actionneurs magnétiques pour former une nouvelle forme d'onde magnétique. De plus, l'application d'un blindage de protection sur les dispositifs sensibles peut représenter une solution.

Synthèse sur l'actionnement magnétique

Au vu des différents points présentés ici, il apparaît que l'utilisation d'actionneurs magnétiques est appropriée à la microrobotique. Les principaux problèmes microrobotiques concernent les frottements, l'apport en énergie des systèmes et la biocompatibilité pour la manipulation cellulaire.

L'actionnement magnétique est capable de s'affranchir des frottements en utilisant la lévitation magnétique. Son action à distance permet de résoudre les problèmes de stockage d'énergie au sein du micro-actionneur et réduit fortement l'échauffement au niveau de la zone de travail. De par sa facilité de mise en oeuvre, il s'adapte aisément sur des structures existantes. En utilisant des systèmes bistables, il est capable de fournir de gros efforts sans apport d'énergie. De plus, le niveau de puissance consommée, parfois observé dans certaines situations, est justifié par l'effort fourni qui est bien supérieur aux autres modes d'actionnement. La seule contrainte consiste à blinder magnétiquement les éléments sensibles. Le dernier point non négligeable pour la micromanipulation biologique est que l'actionnement magnétique est biocompatible.

Cette description montre que les dispositifs fondés sur l'actionnement magnétique sont bien adaptés à la micromanipulation cellulaire. La suite de cette section se propose d'exposer quelques réalisations de micro-actionnement. Ces réalisations ne sont pas nécessairement dédiées à la biomanipulation.

3.3.2 Micro-actionneurs électromagnétiques en microrobotique

Il existe un grand nombre d'architectures de micro-actionneurs électromagnétiques que nous pouvons répertorier dans deux familles :

- les actionneurs magnétiques qui utilisent les efforts magnétiques appliqués par un champ magnétique sur une structure ferromagnétique ou un aimant permanent ;
- les actionneurs magnétiques utilisant les matériaux déformables actifs.

On peut distinguer quatre sous-familles d'actionneurs basés sur les efforts magnétiques :

- les micromoteurs rotatifs ;
- les micromoteurs linéaires ;
- la lévitation magnétique (active ou passive) ;
- les autres dispositifs d'actionnement n'entrant pas dans les catégories précitées.

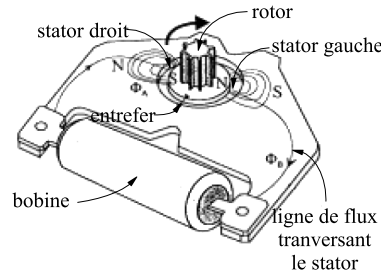


FIG. 3.23 – Schéma d'un moteur de montre de type Lavet.

L'objectif ici est de présenter un panorama des dispositifs utilisables en micromanipulation et de les illustrer par quelques réalisations.

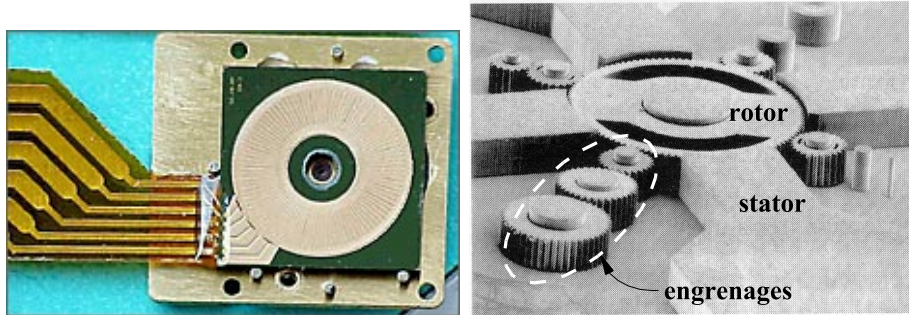
Les micromoteurs rotatifs

Le plus ancien et sans doute le plus répandu des minimoteurs rotatifs est le moteur Lavet (moteur de montres électriques). Ce type de moteur, conçu en 1936, fait environ 10 mm sur 20 mm . Il est constitué d'une bobine conventionnelle qui génère un champ statorique dans le plan du circuit (voir figure 3.23). Le rotor est aimanté diamétralement, ce qui fait du moteur Lavet un moteur à deux pas par tour. Il génère un couple de $50\text{ }\mu\text{N.m}$ avec une impulsion de courant de $300\text{ }\mu\text{A}$ sous 1.5 V pendant quelques millisecondes [31].

Les moteurs discoïdes à aimant permanent fonctionnant sans balai sont adaptés au micromonde. En effet l'usure engendrée par les frottements à l'échelle micrométrique est un problème crucial. Gilles [51] a développé en 2001 un micromoteur planaire à aimants permanents d'un diamètre utile de 8 mm (voir figure 3.24(b)).

Les moteurs à reluctance variable adaptés au micromonde apparaissent au début des années 1990 grâce à Guckel [52] (voir figure 3.24(a)). Le rotor de $500\text{ }\mu\text{m}$ de diamètre est en lévitation $40\text{ }\mu\text{m}$ au-dessus du substrat. Alimenté sous 0.6 A , ce moteur est capable de fournir un couple de 1 nN.m et d'atteindre une vitesse de $150\text{ 000 tr.min}^{-1}$.

Le moteur asynchrone n'est pas adapté au micromonde. Avec la miniaturisation, son rendement chute très rapidement. Malgré cela, un moteur à induction dont le stator de $500\text{ }\mu\text{m}$ de diamètre est en lévitation, a été conçu en 1997 [123]. Ce moteur tourne à 1000 tr.min^{-1} et possède un couple théorique de 3 pN.m pour 1 A à 1 Mhz avec un rendement de 10^{-8} . D'autres moteurs ont été développés avec des dimensions plus conséquentes et des rendements plus élevés [37] [65].



(a) Stator de 8 mm de diamètre monté sur une platine de laiton (Institut National Polytechnique de Grenoble, France [51]).

(b) Micromoteur à reluctance avec engrenages (Wisconsin Center of Applied Microelectronics, Dept. of Electrical and Computer Engineering, University of Wisconsin, États-Unis [52]).

FIG. 3.24 – Micromoteurs rotatifs.

Les micromoteurs linéaires

Les micromoteurs linéaires permettent de générer des mouvements en translation. Ils pallient l'inadéquation entre les dispositifs de translation classiques tels que les systèmes vis-écrou ou la transmission par courroie et le micromonde où la conversion du mouvement engendre de trop grandes pertes. Tout comme les micromoteurs rotatifs, les micromoteurs linéaires possèdent un rotor et un stator. Le micromoteur linéaire s'inspire du moteur rotatif en linéarisant les différents circuits magnétiques. Il est ainsi possible de retrouver la structure d'un moteur synchrone, asynchrone ou pas à pas dans un micromoteur linéaire.

Ainsi l'architecture d'un moteur synchrone se retrouve dans le micromoteur proposé par Bencheikh [18] (voir figure 3.25(a)). Il présente un stator muni de bobines croisées planes et un rotor composé d'un alignement d'aimants permanents dont la polarité est alternée. Le micromoteur représenté figure 3.25(b) est capable de fournir un effort de 2.5 mN et atteint une vitesse de 9.9 mm.s⁻¹ pour une fréquence d'alimentation de 8 Hz.

Une structure d'un moteur linéaire asynchrone a été présentée par Föhse en 2002 [41]. Le stator est composé de deux ensembles de six pôles correspondant à un dispositif triphasé. L'alimentation de ces six pôles est choisie de telle manière qu'ils créent une onde électromagnétique sinusoïdale⁹. La partie mobile de ce dispositif se situe 10 μm au dessus du stator. Le moteur est long de 40 mm, large de 8 mm et possède une épaisseur de 4 mm. Théoriquement il est capable de fournir un effort surfacique de 1.6 N.m⁻²

⁹Le stator d'un moteur asynchrone triphasé traditionnel est composé de trois circuits bobinés déphasés de $\frac{2\pi}{3}$ qui créent un champ tournant autour d'un rotor bobiné en court-circuit ou bagué.

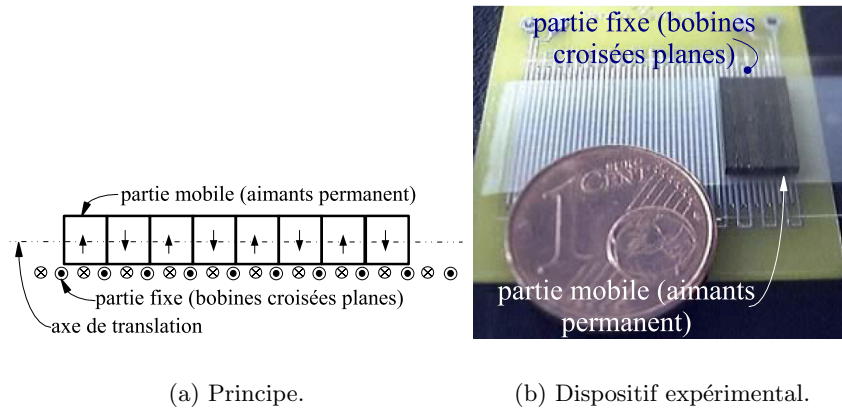


FIG. 3.25 – Microactionneur linéaire proposé par Bencheikh (Université de Technologie de Compiègne, Laboratoire Roberval, France[18]).

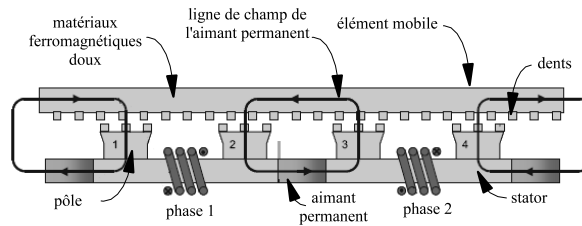


FIG. 3.26 – Microactionneur linéaire proposé par Budde (Institute for Microtechnology, Hanovre, Allemagne [26]).

pour une fréquence d'alimentation de 5 Hz.

Budde propose un micromoteur linéaire basé sur le principe du moteur pas à pas [26] (voir figure 3.26). Un élément mobile bipolaire muni de deux rangées de dents polarisées différemment effectue un mouvement de translation au dessus d'un stator alternant aimants permanents et circuits inductifs. Lorsque le circuit électromagnétique n'est pas alimenté, la partie mobile se situe à un point d'équilibre déterminé par les aimants permanents du système. L'activation des circuits électromagnétiques modifie les lignes de champ du système et donc la position du point d'équilibre. La partie mobile avance d'un pas pour atteindre ce nouveau point d'équilibre. Le dispositif présenté possède 12 pas par cycle sur 4 mm.

La lévitation magnétique

La lévitation magnétique permet de s'affranchir d'une des problématiques de la microrobotique : les frottements. Les dispositifs basés sur la lévitation magnétique ont pour objectif de déplacer des outils mais également de faciliter la commande de ces

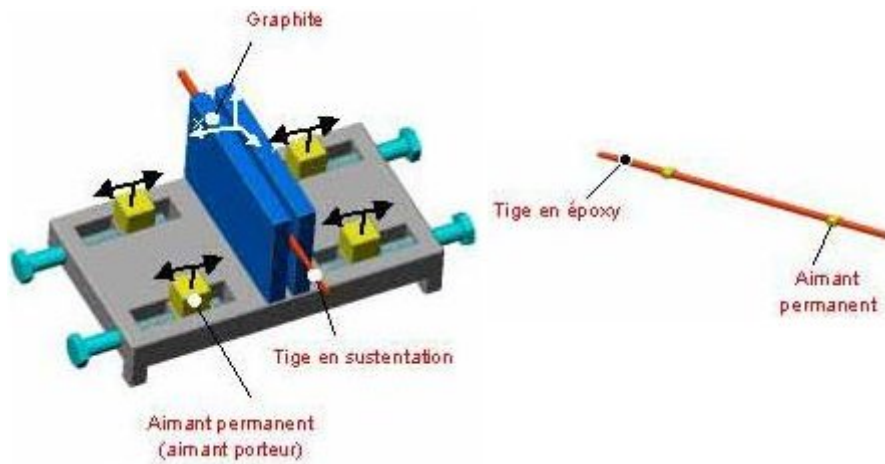


FIG. 3.27 – Dispositif de mesure d’effort par lévitation passive (Laboratoire d’Automatique de Besancon, France [21]).

mouvements. Les dispositifs de lévitation utilisent deux principes distincts : la lévitation passive ou la lévitation active.

La lévitation passive est la plus simple à mettre en oeuvre. Elle consiste à créer un point d’équilibre magnétique dans l’espace par un agencement adéquat d’aimants permanents et de matériaux diamagnétiques. Boukallel [21] utilise ce principe dans la conception d’un capteur d’effort. Lorsqu’on applique un effort sur une tige en lévitation, celle-ci se déplace vers une nouvelle position d’équilibre fonction de l’effort appliqué (voir figure 3.27). Le déplacement mesuré permet de déterminer la force exercée via une raideur ajustable valant au minimum $19 \text{ nN} \cdot \mu\text{m}^{-1}$. L’avantage de ce dispositif est qu’il ne nécessite aucune source d’énergie, hormis pour le capteur de position.

Les dispositifs de lévitation active pour le positionnement d’objet sont nombreux [29, 62, 79, 83, 104]. Une partie mobile en lévitation est asservie en position à l’aide d’une ou plusieurs bobines situées sur une partie fixe. A titre d’exemple, la figure 3.28 représente un dispositif de micropositionnement utilisant 4 bobines pour commander en position une platine mobile avec une résolution de 10 nm .

La lévitation active permet également de concevoir un dispositif de commande. Unger [117] utilise ce principe de façon originale pour de la télé-opération. La lévitation magnétique est utilisée pour affranchir l’utilisateur de tout frottement statique et ainsi transmettre l’intégralité du mouvement et des efforts à l’actionneur.

D’une manière générale, la lévitation active requiert une grande quantité d’énergie.

Autres dispositifs magnétiques

Les deux parties précédentes exposaient les actionneurs magnétiques dont l’organe terminal se déplace pour générer le mouvement (micromoteurs rotatifs et linéaires, lévi-

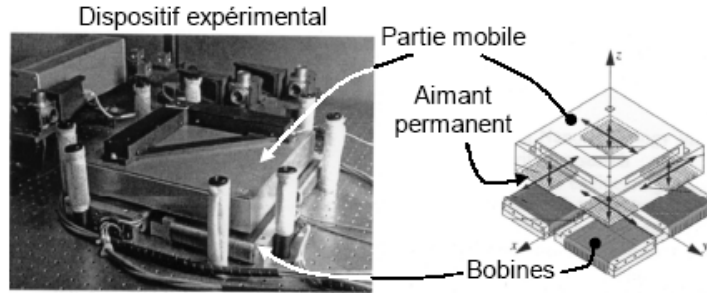


FIG. 3.28 – Micropositionnement par lévitation magnétique active (Texas AM University, États-Unis[62]).

tation passive et active). Cette section va présenter quelques actionneurs magnétiques dont l'organe terminal se déforme sous l'action du champ magnétique.

Lorsqu'un matériau ferromagnétique est plongé dans un champ magnétique \vec{B}_0 , une aimantation interne \vec{M} apparaît en son sein¹⁰. Ces deux grandeurs induisent une force magnétique \vec{F}_m et un couple magnétique $\vec{\Gamma}_m$ appliqué au matériau ferromagnétique par le champ \vec{B}_0 .

Disposé sur une poutre flexible, un tel matériau (ou un aimant permanent) peut provoquer une flexion de celle-ci lorsque l'ensemble est soumis à un champ magnétique externe.

Liu [73] utilise, par exemple, ce procédé pour modifier l'inclinaison d'un réseau de poutres formant des cils (voir figure 3.20(a), page 64). Un matériau ferromagnétique ($400 \times 400 \mu m^2$) est électroformé sur un levier réalisé en silicium. Le déplacement angulaire induit par le couple magnétique appliqué atteint 60° .

Les dispositifs magnétiques passifs sont également utilisés en microfluidique. Le champ magnétique, dont la source est disposée à l'extérieur du réseau capillaire, permet de diriger un objet ferromagnétique placé à l'intérieur de ce réseau.

Wu [125] utilise le pouvoir d'attraction mutuelle d'un aimant permanent et d'un électro-aimant pour concevoir un mélangeur biomédical. Le milieu biologique est contenu dans un bassin en PDMS (diamètre 4 mm, hauteur 1 mm). Un aimant permanent est solidaire du fond déformable de ce bassin (côté extérieur). L'électro-aimant alimenté en courant alternatif est disposé à proximité de l'aimant. Les variations du champ magnétique provoquent un mouvement vibratoire de l'aimant et du fond du bassin.

Les matériaux magnétiques actifs

Les dispositifs et principes présentés jusqu'à présent utilisent l'énergie magnétique pour :

¹⁰La modélisation de ce phénomène est exposée dans la section 5.

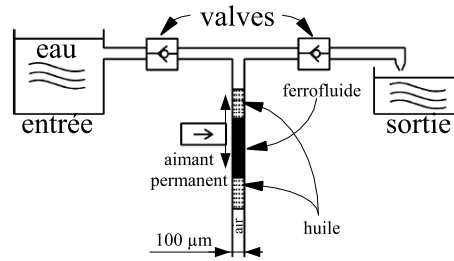


FIG. 3.29 – Pompe ferrofluidique (Institute of Microelectronics and Microsystems, EPFL, Lausanne, Suisse [126]).

- induire le mouvement d'un objet par rapport à un autre (rotation, translation et lévitation) ;
- déformer une structure (leviers magnétiquement actionnés).

D'autres principes utilisant l'énergie magnétique existent. Ces principes exploitent la capacité intrinsèque de certains matériaux à se déformer sous l'action d'un champ magnétique. Ces matériaux actifs peuvent être classés en trois catégories :

- les matériaux ferrofluides ;
- les matériaux magnétostrictifs ;
- les alliages à mémoire de forme magnétique (AMFm).

Les ferrofluides sont des fluides composés de particules magnétiques nanométriques (environ 10 nm) en suspension colloïdale. La viscosité de ce fluide est modifiée par le champ magnétique qui le traverse, ce qui permet de procéder à des déplacements au sein de ce fluide.

La figure 3.29 représente une pompe utilisant les ferrofluides comme piston [126]. Un ferrofluide effectue un mouvement de va-et-vient entraîné par un aimant permanent. Ce mouvement aspire le liquide du bac d'entrée pour ensuite l'expulser vers le bac de sortie. Le sens de circulation du liquide est imposé par des valves placées entre chaque bac et la pompe.

Les matériaux magnétostrictifs ont la capacité de se déformer lorsqu'ils sont soumis à un champ magnétique \vec{B}_0 . La déformation s'effectue suivant la direction de ce champ et proportionnellement à son amplitude. Deux types de matériaux existent : ceux qui s'allongent sous l'effet du champ magnétique (magnétostriction positive) et ceux qui se contractent (magnétostriction négative).

Ces deux effets sont illustrés par les travaux de Honda [55]. Deux couches de matériau magnétostrictif, négative et positive, sont disposées de part et d'autre d'une couche de matériau passif en polyimide (voir figure 3.30). Depuis d'autres applications utilisant ce principe ont été étudiées [24, 128, 129].

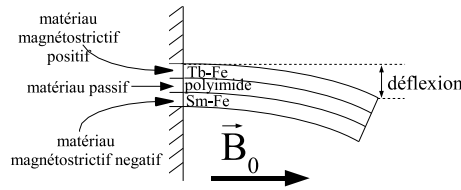


FIG. 3.30 – Levier actionné par magnétostriction (Materials Research laboratory, Japon [55]).

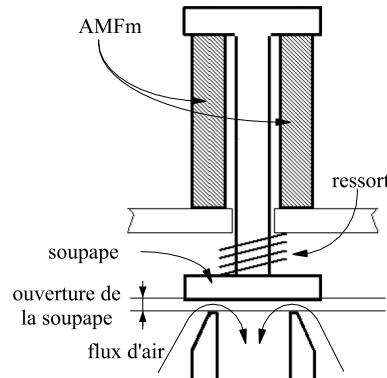


FIG. 3.31 – Soupape actionnée par un AMFm (AdaptaMat Ltd., Helsinki, Finlande [109]).

Les alliages à mémoire de forme magnétique (AMFm) sont dérivés des alliages à mémoire de forme thermique (AMF). La déformations de l'AMF est obtenue par la variation en température du matériau. L'AMFm se déforme lorsqu'il est soumis à un champ magnétique externe \vec{B}_0 . L'application de ces matériaux en microrobotique fait actuellement l'objet de travaux au Laboratoire d'Automatique de Besançon (LAB) par J.Y.Gauthier [47].

Ce matériau étant relativement récent, il existe donc peu d'actionneurs l'utilisant. Cependant une firme finlandaise AdaptaMat Ltd. situé à Helsinki sous la direction de Ullakko vend des prototypes utilisant ce principe [109, 108, 112]. La figure 3.31 montre une soupape permettant de contrôler un flux d'air où l'AMFm possède une course de 5 mm.

3.3.3 Synthèse sur les actionneurs magnétiques

Les micro-actionneurs magnétiques permettent d'obtenir un nombre intéressant de mouvements par la combinaison de translations et de rotations, le tout en fournissant un effort important. La principale limite à l'utilisation de l'électromagnétisme dans le micromonde réside dans les difficultés technologiques à fabriquer ces éléments constitutifs.

3.4 Conclusion du chapitre

En décrivant les besoins des médecins travaillant dans les centres de AMP au chapitre précédent, nous avons établi qu'il est nécessaire de mettre au point un dispositif de transfert de cellules. Le but de ce dispositif est de mener une cellule sur les différentes zones de travail en respectant la biocompatibilité inhérente à ce domaine applicatif.

Au début de ce chapitre, en comparant différents modes d'actionnement pour déplacer une cellule unique (diélectrophorèse, laser trapping, magnétisme, etc.), il s'est avéré que l'actionnement magnétique est à même de répondre à nos besoins en raison de :

- la biocompatibilité de cette énergie : pas d'effet sur les cellules vivantes (en régime quasi-stationnaire) ;
- la souplesse de mise en oeuvre : actionnement à distance ;
- l'apparition de nouvelles sources : micro-aimants, micro-bobine, etc. ;
- l'importance des efforts engendrés.

L'énergie magnétique présentant un intérêt majeur pour la microrobotique, le prochain chapitre présente le principe développé par Gauthier [48] pour déplacer des cellules sur un plan. Principe que nous avons choisi de reprendre et d'adapter aux conditions d'utilisation d'une micro-usine de traitement cellulaire.

Chapitre 4

Dispositifs de transfert d'ovocytes *WIMS*

Dans le chapitre précédent nous avons montré que le principe d'actionnement magnétique est particulièrement adapté à une utilisation en microrobotique biologique. Nous avons également montré que l'utilisation de ce type d'énergie permet de manipuler une cellule unique.

L'objectif de ce chapitre est de décrire la structure de notre dispositif de transfert d'ovocytes ainsi que le principe utilisé pour modéliser le comportement dynamique de sa partie active.

Ce chapitre est décomposé en quatre sections. La première section décrit le principe du dispositif de convoyage d'ovocytes développé par Michaël Gauthier au sein du Laboratoire d'Automatique de Besançon. La seconde section présente notre dispositif dont les travaux précités constituent le point de départ de nos recherches. La troisième section décrit la modélisation du comportement dynamique de la partie active du dispositif et enfin la quatrième section présente le dispositif expérimental.

4.1 Dispositif de transfert d'ovocyte par actionnement magnétique

L'objectif de cette section est de présenter le dispositif de transfert de cellule unique développé par Gauthier [48] car nous utilisons le même principe d'actionnement magnétique pour notre dispositif. Nous allons définir ses objectifs, son principe, son architecture, la modélisation du comportement de ses composants, son dispositif de commande ainsi que les expérimentations effectuées. Nous terminerons cette section par une analyse critique du système.

4.1.1 Objectifs et contraintes du dispositif de transfert de cellule unique

Le dispositif de transfert de cellule unique porte l'acronyme *WIMS* pour « *WI*reless *MI*cromanipulation *S*ystem ». Son objectif est de permettre la manipulation d'un objet

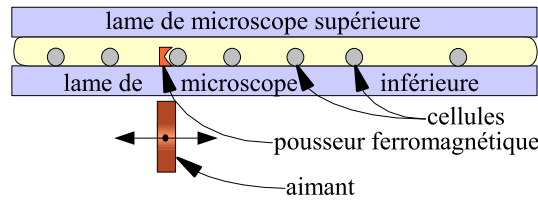


FIG. 4.1 – Principe d'actionnement du poussoir [48].

biologique unique en milieux aqueux. Il doit être affranchi de tout fil d'alimentation, être sans source d'énergie embarquée et respecter l'intégrité du milieu biologique.

4.1.2 Présentation du dispositif expérimental

La visualisation sous microscope impose que la manipulation s'effectue dans le plan focal du microscope. A ce titre, le champ de déplacement du dispositif se limite à la profondeur de champ ainsi qu'à la zone observable du microscope. Les mouvements des objets s'effectuent alors sur une lame de microscope incluse dans ce plan focal. Cette contrainte n'est pas une limite à la manipulation cellulaire car toute cellule plongée dans un milieu aqueux sédimente naturellement sur la lame de microscope.

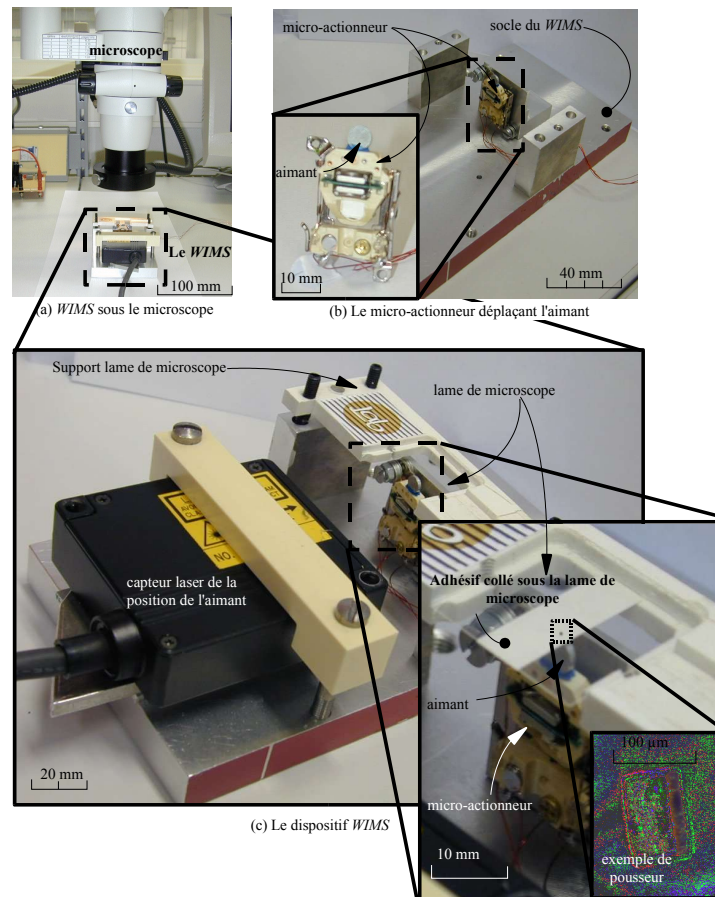
La solution envisagée a été d'utiliser un élément inerte, sans énergie embarquée, capable de se déplacer dans un plan. Immérgé dans le milieu biologique, il est capable de pousser ou de maintenir en position les objets biologiques.

Le principe du dispositif utilise l'énergie magnétique : une particule ferromagnétique, appelée *poussoir*, est plongée dans le milieu biologique disposé sur une lame de microscope. Un aimant permanent, séparé du milieu biologique par cette lame de microscope, apporte l'énergie nécessaire au poussoir pour se déplacer (voir figure 4.1). Le déplacement de l'aimant induit un déplacement du poussoir qui peut ainsi pousser les cellules biologiques.

L'ensemble du dispositif expérimental du *WIMS* est présenté sur la figure 4.2. Il est composé d'un socle recevant le micro-actionneur, d'un support pour la lame de microscope et d'un dispositif de mesure de position de l'aimant (voir figure 4.2(c)). L'aimant permanent, mû par le micro-actionneur à 1 degré de liberté (*DDL*), est disposé sous la lame de microscope inférieure (voir figure 4.2(b)). Le poussoir est quant à lui placé sur cette même lame de microscope. La zone de travail est observée à l'aide d'un microscope non inversé (voir figure 4.2(a)). Afin d'en améliorer la visibilité, un adhésif blanc est collé sous la lame de microscope (voir figure 4.2(c)).

Le poussoir utilisé est obtenu par des techniques de microfabrication (nickel électroformé), ce qui permet d'obtenir rapidement un panel intéressant de formes et de tailles :

- pour les poussoirs parallélépipédiques : $10 \times 10 \times 5 \mu m^3$ à $400 \times 400 \times 25 \mu m^3$;

FIG. 4.2 – Dispositif de micromanipulation *WIMS* [48].

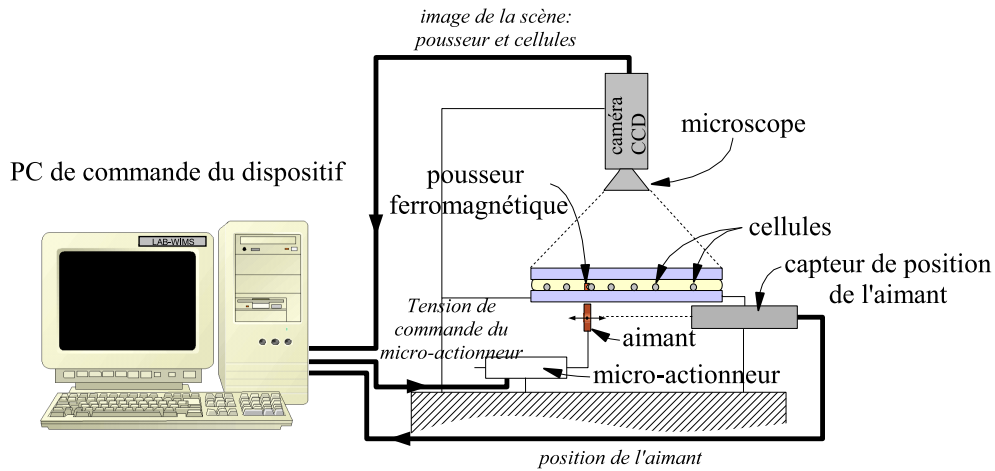


FIG. 4.3 – Dispositif de commande du WIMS.

- pour les pousseurs cylindriques : diamètres de $100\ \mu\text{m}$ à $400\ \mu\text{m}$ pour des épaisseurs respectives de $5\ \mu\text{m}$ à $25\ \mu\text{m}$.

L'effort qui permet d'engendrer un mouvement du poussoir est fourni par un aimant cylindrique en terre rare de diamètre $5\ \text{mm}$ et d'épaisseur $1\ \text{mm}$. Il possède une aimantation de $0.72\ \text{T}$ orientée suivant l'axe z .

Le dispositif qui génère le mouvement de l'aimant est issu d'un lecteur de disque DVD du marché. Ce micro-actionneur possède une course de $1.4\ \text{mm}$ et sert habituellement à focaliser le faisceau laser lors de la lecture d'un DVD.

Le dispositif expérimental est commandé par un PC comme illustré figure 4.3. Ce PC dispose d'une carte d'entrée-sortie qui permet, d'une part, d'acquérir les positions du poussoir et de l'aimant et, d'autre part, de commander en tension le micro-actionneur.

La position du poussoir est obtenue grâce au microscope (voir figure 4.2(a)) via une caméra CCD et un algorithme de reconnaissance d'objet. La caméra CCD possède une résolution maximale de $1\ \mu\text{m}$ avec une plage de mesure suivant une dimension de déplacement de $760\ \mu\text{m}$. La position de l'aimant est obtenue à l'aide d'un capteur laser¹ positionné sur le socle du WIMS (voir figure 4.2(c)).

4.1.3 Modélisation du dispositif

La commande du dispositif de transfert repose essentiellement sur la modélisation du comportement du poussoir en fonction de la position de l'aimant.

Le comportement dynamique du poussoir est défini par son comportement en orientation et en translation suivant l'axe y (figure 4.4(a)). Afin de modéliser ce comportement trois points ont été définis. Les points G et I représentent respectivement le centre de gravité du poussoir et le point de contact entre le poussoir et la lame de microscope

¹La technologie du capteur laser employé est basée sur la triangulation.

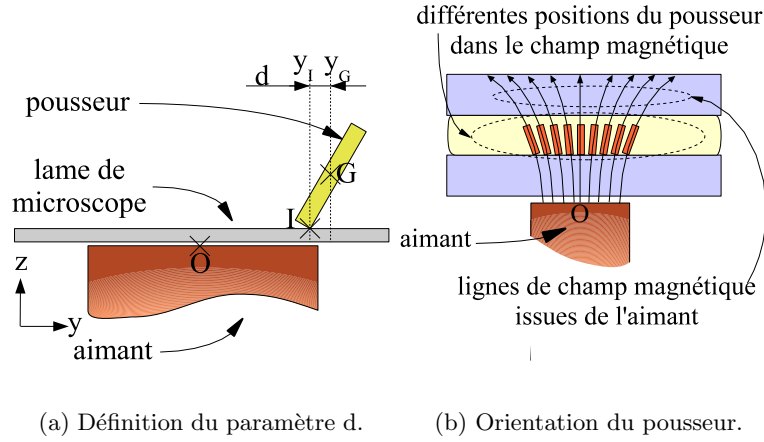


FIG. 4.4 – Orientation du pousseur.

inférieure, le point O , défini sur la figure 4.4(a), appartient à l'aimant. La rotation du pousseur engendre une « déflexion » d du centre de gravité du pousseur caractérisée par :

$$d = y_G - y_I \quad (4.1)$$

La position du pousseur est caractérisée par deux paramètres :

- la position du point de contact y_I ;
- l'orientation du pousseur caractérisée par d .

La position du centre de gravité du pousseur est définie par la somme de ces deux valeurs :

$$y_G = y_I + d \quad (4.2)$$

Le comportement en orientation du pousseur dépend du champ magnétique \vec{B}_0 engendré par l'aimant permanent dans lequel il est plongé. Quand un matériau ferromagnétique est plongé dans un champ magnétique, une aimantation \vec{M} est induite dans ce matériau. La première hypothèse énoncée dans les travaux de Gauthier est que l'aimantation \vec{M} du pousseur est orientée suivant sa plus grande dimension. La seconde hypothèse est que la valeur de l'aimantation est égale à l'aimantation à saturation M_s du matériau puisque le champ \vec{B}_0 est nettement supérieur au champ coercitif du pousseur ferromagnétique.

L'orientation du pousseur est fonction du couple magnétique $\vec{\Gamma}_m$ appliqué par l'aimant sur le pousseur. Gauthier montre dans ces travaux que le couple magnétique est prédominant devant les autres moments de force. De ce fait, la position d'équilibre en rotation du pousseur est trouvée quand ce couple magnétique s'annule. Il en résulte la troisième hypothèse : le pousseur s'aligne toujours sur les lignes de champ du champ magnétique \vec{B}_0 quelle que soit la position relative entre l'aimant et le pousseur (voir

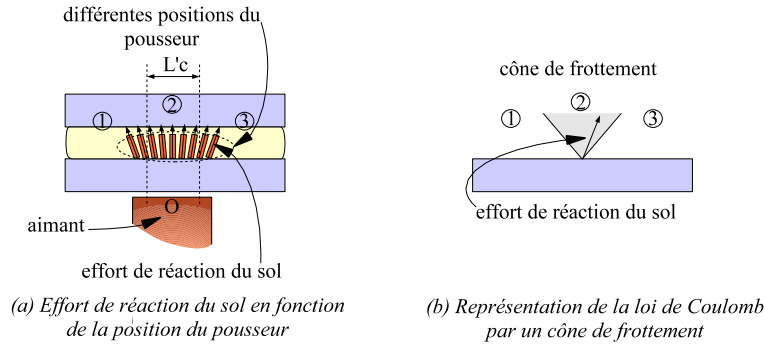


FIG. 4.5 – Comportement en translation du pousseur au point induit par le frottement sur la lame de microscope.

figure 4.4(b)).

Le comportement en translation du pousseur est fonction de :

- l'effort magnétique appliqué par l'aimant ;
- l'effort de réaction de la lame de microscope régi par la loi de Coulomb².

Les efforts de réaction de la lame de microscope s'opposent aux efforts magnétiques (voir figure 4.5(a)).

Le comportement en translation du pousseur est dicté par la position du point de contact y_I en fonction de la position y_O et par la loi de Coulomb. La loi de Coulomb est représentée sur la figure 4.5(b) avec l'utilisation du cône de frottement. Si l'effort de réaction de la lame de microscope sur le pousseur est comprise dans le cône de frottement ($\|y_I - y_O\| < \frac{L'_c}{2}$, zone 2 de la figure 4.5(b)), le point I est immobile et le pousseur ne peut effectuer qu'une rotation autour de I . Si l'effort de réaction se trouve sur la limite du cône de frottement ($\|y_I - y_O\| = \frac{L'_c}{2}$), le point I est en mouvement. Dans le cas de la limite entre la zone 1 et la zone 2, le point I se déplace vers la droite, dans le cas de la limite entre la zone 2 et la zone 3, le point I se déplace vers la gauche.

L'_c est ici une représentation simplifiée du « jeu mécanique » qui illustre le comportement du point de contact en fonction des caractéristiques du pousseur et de l'aimant. En réalité, le point de contact se déplace par petites saccades (effet de *stick-slip*) dont le modèle complet est présenté dans [48].

L'évolution des positions de G et I en fonction de la position de l'aimant O est décrit figure 4.6. La phase (a) de la figure 4.6 correspond à un déplacement vers la gauche de l'aimant, le point I se situe à la limite entre la zone 2 et la zone 3 du cône de frottement (voir figure 4.5(b)), le pousseur suit par saccades le mouvement de l'aimant.

La phase (b) correspond au cas où l'aimant change de direction et où le point I entre dans le zone 2 du cône de frottement. Ce point est donc immobile mais le point G continue son mouvement vers la gauche, le pousseur tourne donc autour du point I .

²Gauthier montre que l'action de l'eau sur le pousseur peut être négligée devant les autres efforts.

La phase (c) est analogue à la phase (a) pour un mouvement vers la droite du point I . La phase (d) correspond à la phase (b) pour I immobile et un mouvement vers la droite du point G .

En phase d'aller-retour de l'aimant, le point G décrit un cycle d'hystérésis présenté au centre de la figure 4.6.

4.1.4 Commande du dispositif

La commande du dispositif a pour objectif de contrôler la position de l'objet déplacé. L'hypothèse posée est que la distance entre le centre de gravité de l'objet et celui du poussoir est considérée comme constante, en dépit des rotations du poussoir. Donc l'asservissement du centre de gravité de l'objet est équivalent à celui du centre de gravité du poussoir à une constante près.

Le principe de commande est basé sur deux comportements différents du poussoir. Ces comportements dépendent des mouvements relatifs entre y_I et y_O :

- le point de contact y_I est fixe, le déplacement de l'aimant y_O modifie l'orientation d du poussoir, c'est le « déplacement MICRO » du dispositif ;
- le point de contact y_I est en mouvement, à la même vitesse que y_O ³, l'orientation d est constante, c'est le « déplacement MACRO » du dispositif.

Le macropositionnement permet d'effectuer de longues courses par la modification de la position du point I mais est soumis au phénomène de *stick-slip*. Notons que les déplacements d'amplitude réduite avec une bonne précision sont effectués uniquement avec la modification de l'orientation d du poussoir (micropositionnement).

La stratégie de commande développée par Gauthier est décrite sur la figure 4.7. L'objectif est de déplacer un objet d'une position initiale (voir figure 4.7(a)) à une position de consigne y_C (voir figure 4.7(d)). Pour ce faire, les deux étapes de commande sont utilisées :

- le déplacement MACRO (voir figure 4.7(b)) ;
- le déplacement MICRO (voir figure 4.7(c)).

L'étape MACRO consiste à pousser l'objet jusqu'à une position proche de la consigne y_C . Sur la figure 4.7(b), le poussoir suit le déplacement de l'aimant soumis à l'effet de *stick-slip*.

L'étape MICRO consiste à mener l'objet sur la consigne y_C . Le déplacement de l'aimant dans le sens opposé engendre une rotation du poussoir et donc une poursuite de mouvement du centre de gravité G (voir figure 4.7(c)). Sachant que le point I ne se déplace pas sur la surface de la lame de microscope, il n'y a pas d'effet de *stick-slip*, il est donc possible d'atteindre une bonne précision.

4.1.5 Expérimentations

Le dispositif présenté ne possède qu'un seul degré de liberté, c'est pourquoi la poussée des objets ne peut s'effectuer que suivant une droite. Sur l'exemple présenté sur la figure

³En l'absence de saccades lors du mouvement

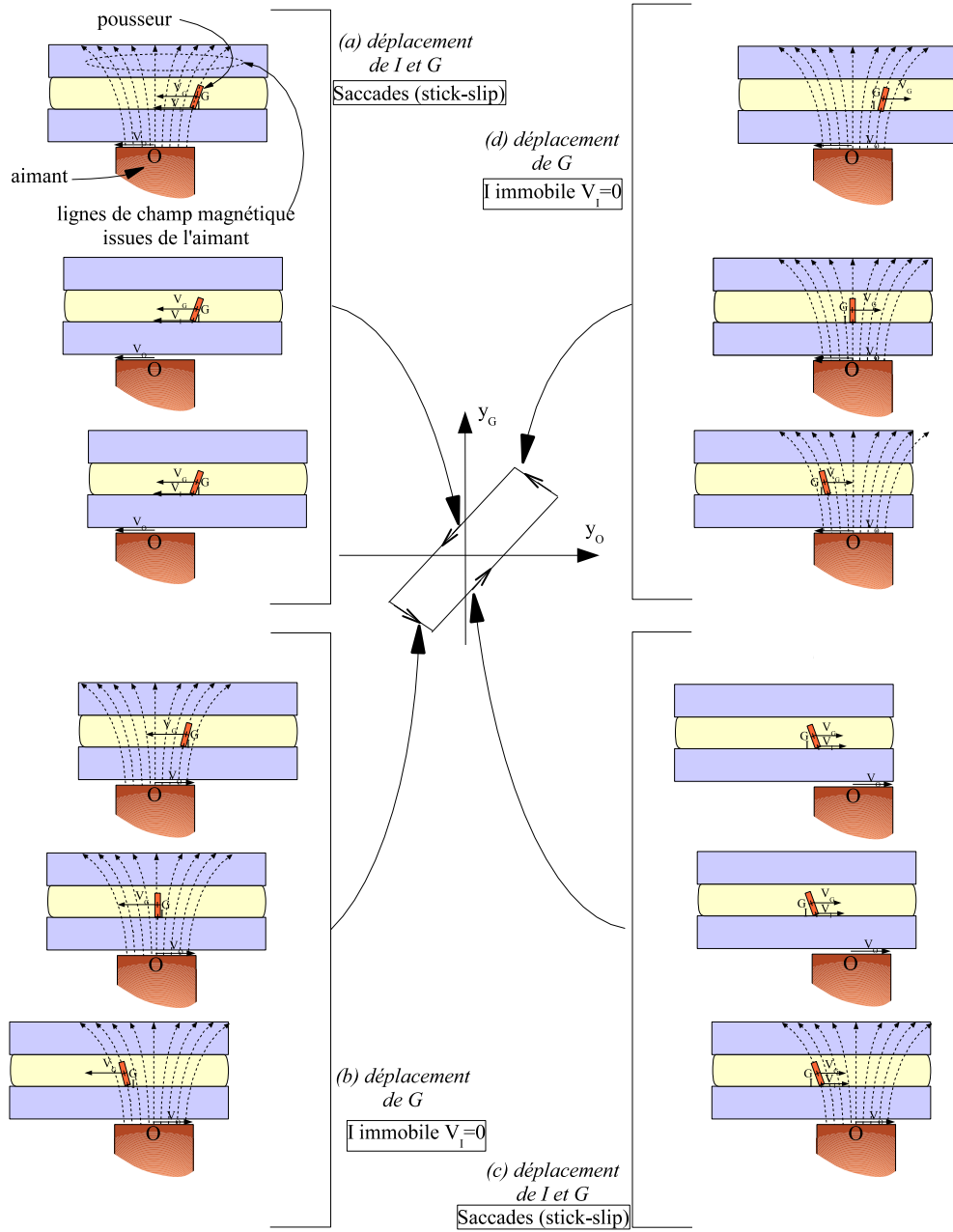


FIG. 4.6 – Description du comportement du pousseur : (a) et (c) : le pousseur y_G se déplace par saccades dans la même direction que l'aimant y_0 , (b) et (d) : le point I reste immobile, le pousseur reste à tout instant aligné sur les lignes du champ magnétique mais effectue une rotation, le point G poursuit son mouvement.

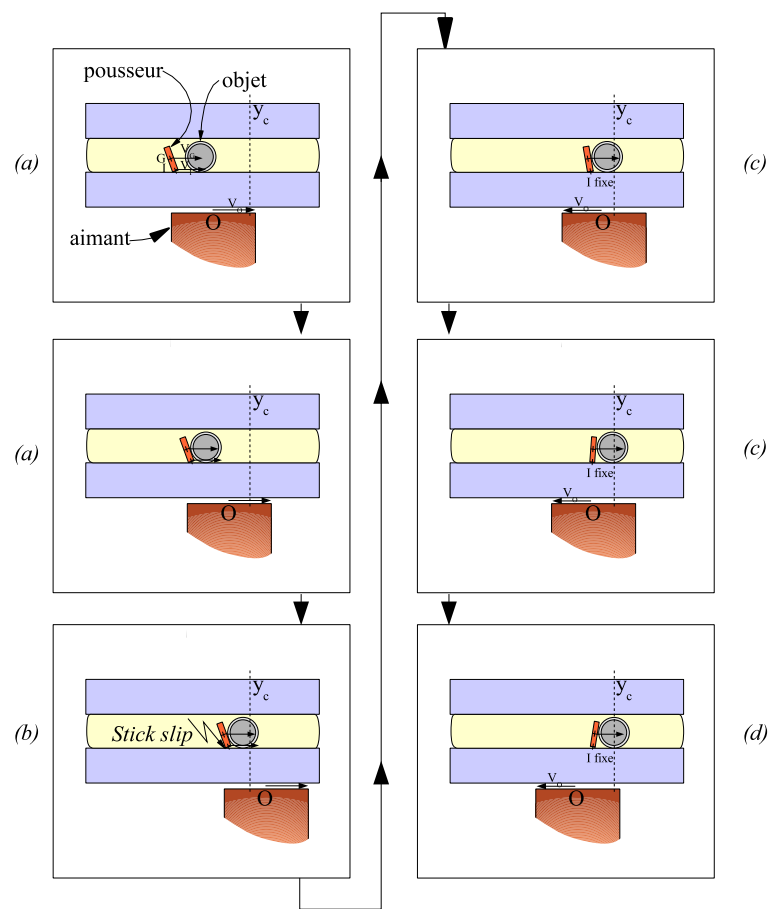


FIG. 4.7 – Stratégie de commande.

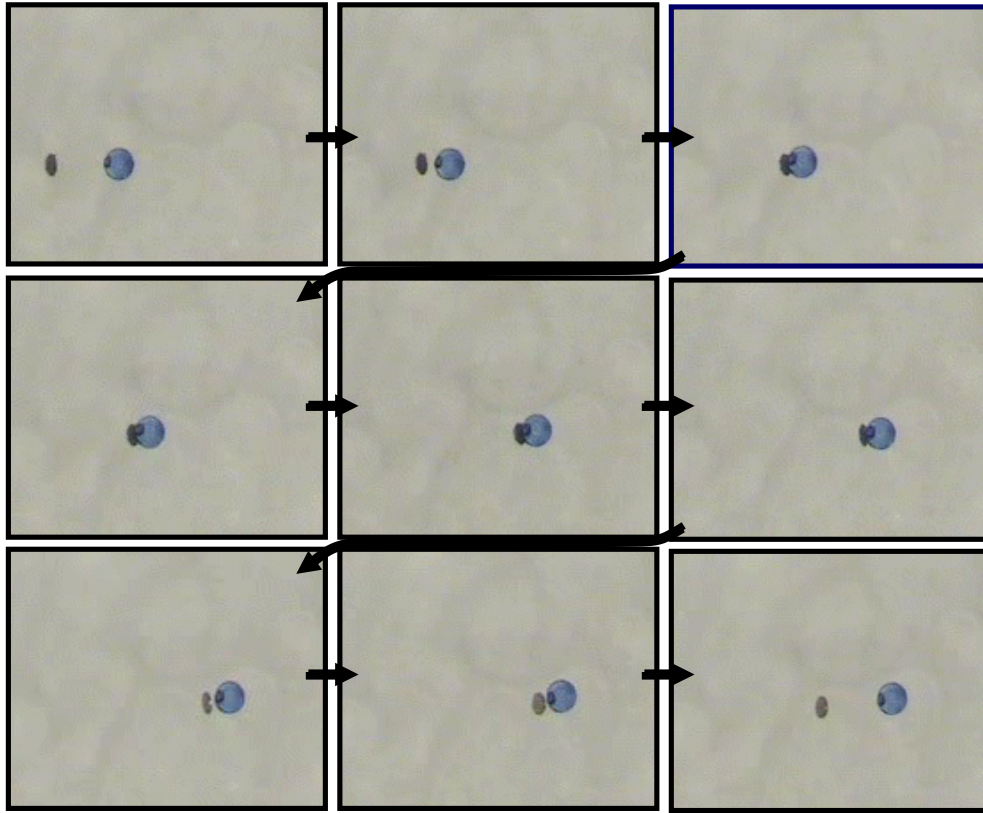


FIG. 4.8 – Manipulation d’une bille de polystyrène de $50\ \mu m$ de diamètre avec un poussoir de $30\ \mu m$ de diamètre.

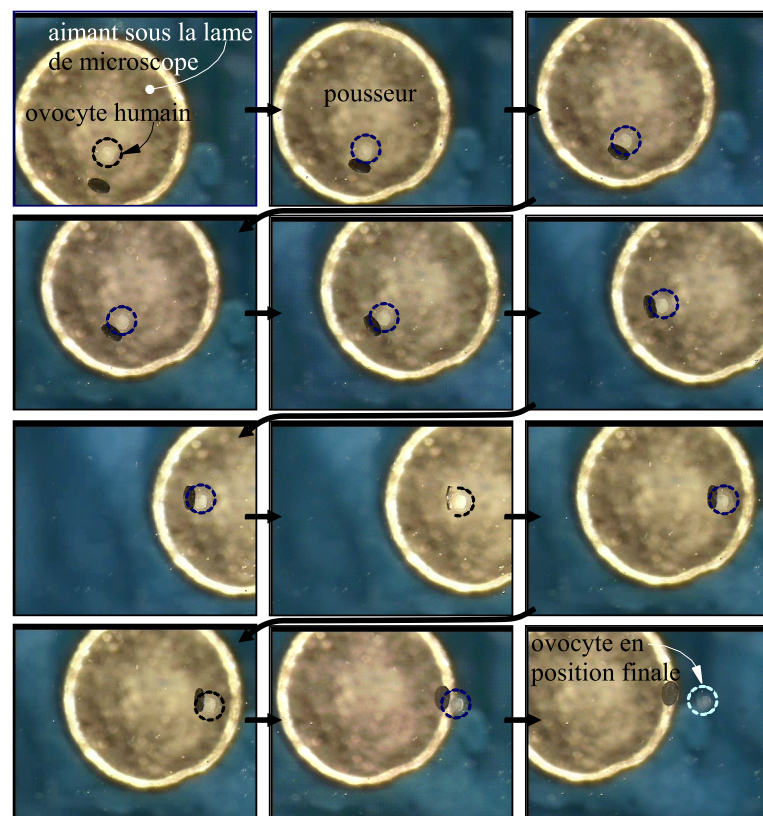
4.8, une poussée est effectuée avec un poussoir cylindrique de $30\ \mu m$ de diamètre avec une épaisseur de $5\ \mu m$.

Le problème lié au *WIMS* à 1 *ddl* est qu’il faut disposer l’objet à manipuler sur la trajectoire rectiligne du poussoir. Afin de s’affranchir de ce problème, une évolution à 2 *ddl* a été développée et avec laquelle des poussées d’ovocyte ont été effectuées en boucle ouverte. Cependant aucune étude de comportement et de commande 2D n’a été réalisée.

4.1.6 Analyse critique du dispositif *WIMS*

L’objectif de cette section est de déterminer la pertinence du dispositif *WIMS*. Nous verrons dans cette partie ce que ce dispositif apporte à la manipulation cellulaire. Nous exposerons ensuite les problèmes liés à son architecture et à son principe d’actionnement.

Le *WIMS* se distingue des autres dispositifs de manipulation à distance par le fait qu’il permet d’engendrer un effort important à longue distance sur les objets sensibles au champ magnétique. Les ovocytes n’étant pas sensibles au champ magnétique quasi-stationnaire et la source pouvant être suffisamment éloignée pour épargner le milieu

FIG. 4.9 – Manipulation d'ovocyte humain de $150\ \mu m$ de diamètre.

biologique d'un éventuel échauffement, l'énergie du *WIMS* est donc biocompatible (par opposition au laser trapping).

Le *WIMS* utilise le poussoir pour déplacer une cellule. Sachant qu'il n'y a qu'un poussoir dans le champ de travail, celui-ci est le seul objet à être sous l'influence du champ magnétique. Le *WIMS* peut donc manipuler chaque cellule sans influencer les voisines (contrairement à la diélectrophorèse).

Nous avons vu dans la section 2.3 que la biocompatibilité des matériaux utilisés est un enjeu important dans le domaine médical. Parce que l'ICSI manipule des cellules uniques (ovocytes), le degré de biocompatibilité des matériaux employés est très élevé (plus qu'en chirurgie). De par la présence de nickel (pour le poussoir), le dispositif présenté n'est pas apte à manipuler des cellules vivantes. La seconde perspective est donc de rendre ce dispositif biocompatible.

La seconde notion, abordée dans la section 2.3, est que le *WIMS* doit préserver l'intégrité du milieu biologique. Cette préservation se traduit par la séparation des deux milieux en intégrant le tout dans une micro-usine de traitement cellulaire.

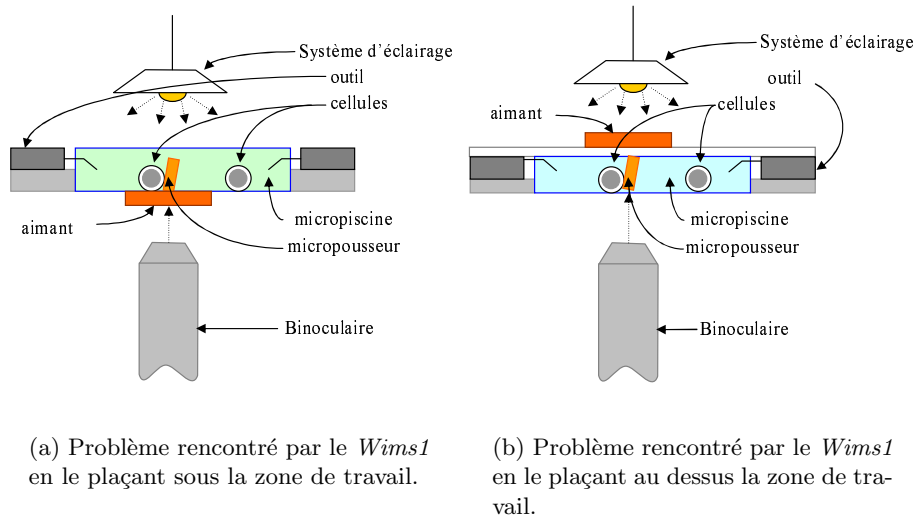
Contrairement à la diélectrophorèse ou au laser trapping, le *WIMS* utilise un poussoir pour pousser une cellule. Ce poussoir prend appui sur le fond de la micropiscine et subit donc tous les frottements inhérents aux états de surface. Ces frottements engendrent le phénomène de *stick-slip* (avance par saccades) et peut perturber la progression de la cellule ainsi que la précision en positionnement.

Les autres problèmes soulevés par ce dispositif sont liés à sa structure et à son intégration au sein d'un équipement pré-existant dans les services d'AMP. La configuration présentée du *WIMS* n'est pas compatible avec les dispositifs de visualisation présents dans les centres d'AMP. En effet l'aimant disposé sous la lame de microscope bloque le champ de vision du microscope inversé (voir figure 4.10(a)). Par ailleurs, le système d'éclairage positionné en vis-à-vis du microscope nous interdit de déplacer le dispositif au dessus de la micropiscine comme illustré sur la figure 4.10(b).

Afin de résoudre ce problème, une évolution du dispositif *WIMS* est présentée dans la prochaine section. Pour faciliter la distinction entre les deux architectures, le *WIMS* tel qu'il est présenté ici portera le nom *WIMS1* (pour *WIMS 1ddl*), en opposition au *WIMS2* (pour *WIMS 2ddl*) qui désigne le nouveau dispositif de transfert par actionnement magnétique.

4.2 Architecture du dispositif de transfert de cellule unique *WIMS2*

L'objectif de cette section est de décrire les transformations apportées à la structure physique du *WIMS1* pour libérer le champ de vision et exposer les apports du *WIMS2*.

FIG. 4.10 – Problèmes liés à l'architecture du *WIMS1*.

Structure du *WIMS2*

La libération du champ de vision du microscope impose de repenser entièrement la structure du *WIMS1*. La solution que nous proposons est de déplacer la position du dispositif de transfert du fond de la zone de travail vers une des parois verticales que nous nommons « mur ». En raison de cette nouvelle architecture, nous limitons les déplacements des cellules à un canal permettant d'acheminer les cellules vers les différents postes de travail (voir figure 4.11).

Micro-usine de traitement cellulaire

Le concept présenté par la figure 4.12 est une représentation de ce que pourrait être une micro-usine de traitement d'ovocyte utilisant le *WIMS2*. Les ovocytes sont disposés dans un sas d'entrée où ils sédimentent vers le mur grâce à un plan incliné. Le *WIMS2* mène alors une cellule du sas d'entrée vers le sas de sortie via un canal circulaire qui dessert toutes les zones de travail.

Apports du *WIMS2*

Le canal, d'une largeur adaptée au pousueur et aux cellules, permet de stabiliser la position relative entre le pousueur et la cellule qu'il déplace. En effet, cet ajustement permet d'éviter le glissement latéral de la cellule par rapport au pousueur comme illustré par la figure 4.13(a). De plus, nous avons observé expérimentalement que le glissement vertical de la cellule par rapport au pousueur, illustré par la figure 4.13(b), ne se produit pas.

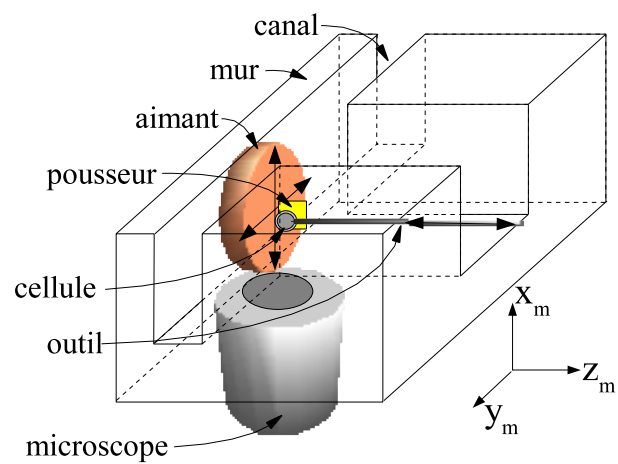
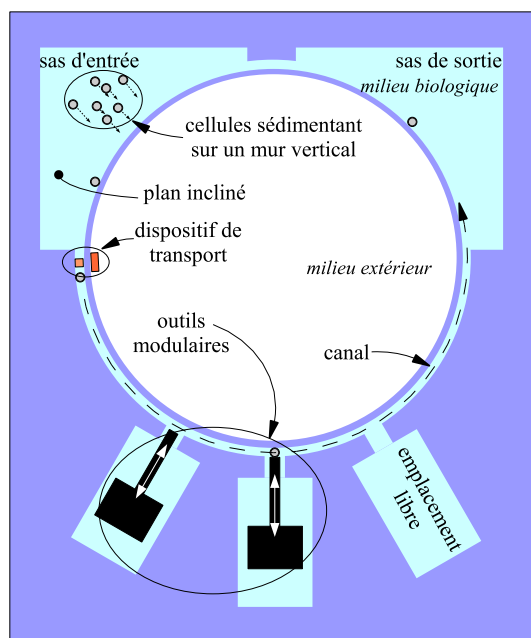
FIG. 4.11 – Principe du *WIMS2*.

FIG. 4.12 – Concept de la micro-usine en vue de dessus.

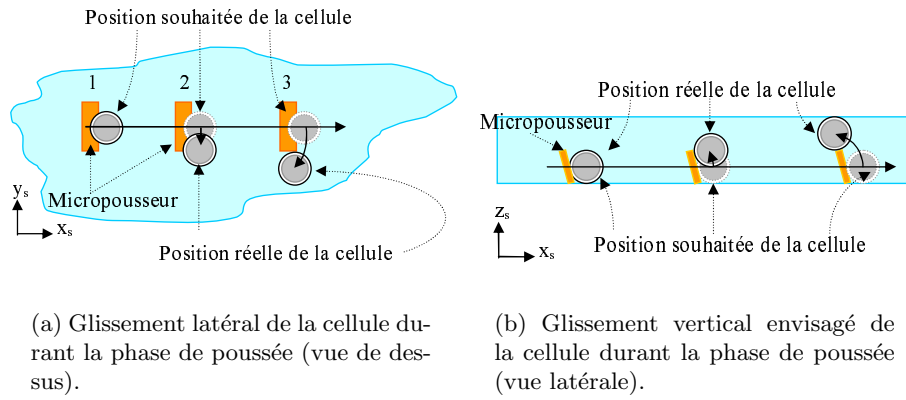


FIG. 4.13 – Difficultés rencontrées durant la poussée.

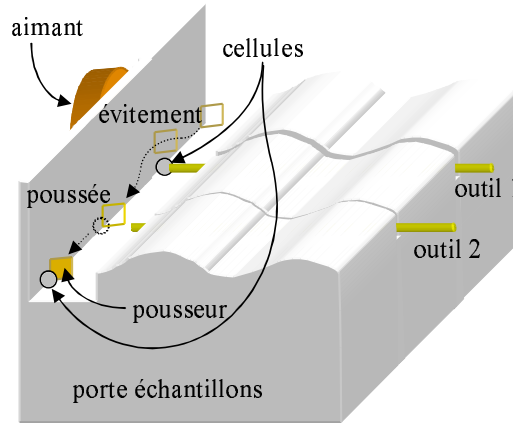


FIG. 4.14 – Exemple de traitement d'ovocyte : Le pousseur peut soit réaliser une tâche d'évitement d'une cellule en cours de traitement, soit une tâche de poussée de cellule.

Avec sa nouvelle structure, le *WIMS2* permet de générer de nouveaux mouvements. Le pousseur est en effet capable de se déplacer sur le plan vertical. Ce mouvement permet de traiter plusieurs cellules réparties sur les différentes zones de travail. Comme illustré sur la figure 4.14, il est donc possible d'aller pousser une cellule (étape « poussée » sur la figure 4.14) alors qu'une autre cellule, en cours de traitement, se trouve sur la trajectoire d'approche (étape « évitement » sur la figure 4.14). Ce faisant, le pousseur est capable d'aller manipuler n'importe quelle cellule dans le canal.

Analyse critique de la structure du *WIMS2*

L'analyse critique de la structure du *WIMS2* est effectuée en comparant ses capacités à celles du *WIMS1* présentées dans la section 4.1. Afin de faciliter la comparaison, nous

avons fait le choix de les inscrire dans les tableaux 4.1 et 4.2. Ces tableaux représentent respectivement l'influence des modifications apportées sur la structure du dispositif ainsi que sur le comportement de la cellule.

Paramètre	<i>Wims1</i>	<i>Wims2</i>
Orientation des lignes de champ l'aimant	Radiale	Axiale
Type de zone d'action	Micropiscine	Microcanal
Position de l'aimant	Sous le fond de la micropiscine	Sur la paroi interne du canal (côté « milieu extérieur »)
Position du pousleur	Sur le fond de la micropiscine	Sur la paroi interne du canal (côté « milieu biologique »)
Zone d'action du pousleur	Toute la surface du fond de la piscine	Toute la surface de la paroi verticale interne du canal
Degrés de liberté du pousleur	1 (2 pour la version 2 DDL dont la commande n'a pas été étudiée)	2
Plan de travail du pousleur	horizontal	vertical
Disposition des outils	autour de la piscine	sur la paroi externe du canal

TAB. 4.1 – Evolution du système *Wims*

4.3 Architecture du modèle de comportement

L'objectif de cette section est de décrire l'architecture de la modélisation du comportement dynamique du pousleur en fonction des mouvements de l'aimant.

Pour décrire la modélisation, nous exprimons le rôle ainsi que la structure générale de notre modèle ; ensuite, nous décrivons la méthode que nous avons choisie pour obtenir

Paramètres	<i>Wims1</i>	<i>Wims2</i>
Mouvements possibles des cellules	Sur toute la surface du fond de la micropiscine	Suivant une seule direction, linéairement le long d'un canal
Ordre de passage des cellules sur un poste	Suivant la disponibilité des cellules et des zones de travail	Séquentiellement
Influence de la disposition des postes de travail pour le traitement des cellules	modérée	très forte

TAB. 4.2 – Evolution des déplacements des cellules

le champ magnétique qui englobe le pousseeur et les cellules ; et enfin, nous expliquons brièvement les principes utilisés pour la modélisation.

4.3.1 Description générale du modèle

Notre objectif est de modéliser le comportement dynamique du pousseeur. Cette modélisation a pour but d'optimiser les caractéristiques géométriques et magnétiques des éléments constitutifs du *WIMS2* afin de faciliter l'établissement de lois de commande. Ces lois de commande ont pour rôle de réaliser le déplacement des cellules de manière automatique.

Notre problématique étant dans le domaine de la microrobotique, nous cherchons à obtenir une modélisation suffisamment précise pour reproduire le comportement dynamique du pousseeur. Notre objectif est donc de modéliser ces phénomènes le plus simplement possible, dans un temps de calcul raisonnable, avec une précision acceptable et à partir des outils dont nous disposons. Cependant, désirant développer un outil d'optimisation, nous nous imposons d'obtenir un modèle de comportement dynamique *générique* indépendant des caractéristiques géométriques et magnétiques des éléments constitutifs du *WIMS2*.

Pour modéliser le comportement dynamique du pousseeur en fonction des mouvements de l'aimant, nous avons besoin des efforts que subit le pousseeur. Ces efforts sont induits par les propriétés magnétiques et géométriques du pousseeur et de l'aimant ainsi que par les conditions de frottement entre le pousseeur et le mur. Synthétiquement, la modélisation proposée peut alors être représentée par la figure 4.15.

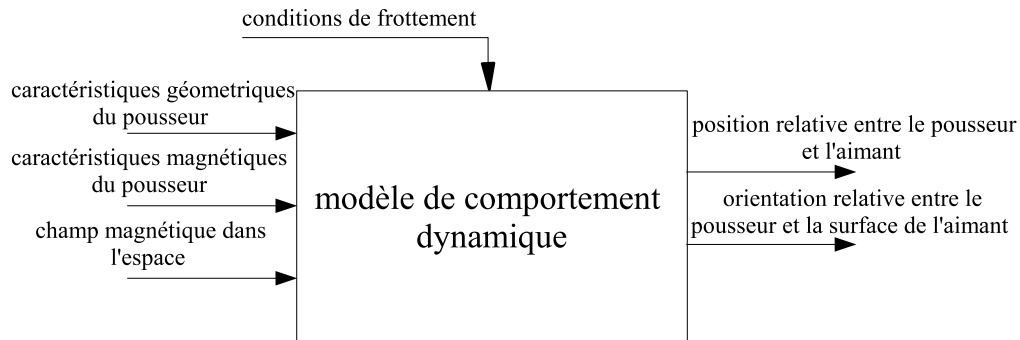


FIG. 4.15 – Schéma bloc symbolisant le modèle de comportement dynamique.

Pour modéliser le comportement dynamique du pousseur, nous avons choisi de procéder en quatre étapes :

- l’obtention du champ magnétique fournit par la source d’énergie magnétique ;
- la modélisation du comportement magnétique du pousseur ;
- la modélisation du comportement magnéto-mécanique du pousseur ;
- la modélisation du comportement dynamique du pousseur.

Chacune de ces parties représente une étape de la modélisation. Elles sont représentées par des blocs fonctionnels respectivement nommés bloc *champ*, *magnétique*, *effort* et *dynamique*.

Nous rappelons que nous désirons obtenir une modélisation du comportement dynamique du pousseur dans un temps de calcul raisonnable. Pour cette raison, nous avons fait le choix de scinder le modèle en trois parties. Ainsi les calculs effectués avec le bloc *champ* ne dépendent que de la source magnétique et peuvent être calculés en pré-traitement. Il en est de même pour les résultats effectués avec les blocs *magnétique* et *effort* qui dépendent des caractéristiques du pousseur. Pour une trajectoire donnée de la source magnétique, nous pouvons ainsi obtenir le comportement dynamique du pousseur en utilisant uniquement le bloc *dynamique*. Les blocs *champ*, *magnétique* et *effort* étant utilisés en pré-traitement afin de mémoriser les informations nécessaires.

La suite de cette section est consacrée à une brève description des différents blocs fonctionnels.

4.3.2 Bloc *champ*

Nous avons à notre disposition trois méthodes pour obtenir le champ magnétique généré par une source d’énergie magnétique :

- la mesure expérimentale ;
- la modélisation du phénomène par des équations paramétrées ;
- la modélisation du phénomène par la méthode des éléments finis.

Afin de respecter la contrainte sur la généricité de notre modélisation, nous avons fait le choix d’utiliser la méthode des éléments finis pour obtenir la valeur du champ ma-

gnétique à vide \vec{B}_0 . Ce choix est également justifié par le fait que nous n'avons aucune contrainte de temps concernant cette étape du calcul. Les valeurs obtenues par cette technique, à l'aide du logiciel *Flux 3D*[®] de la société *Cedrat*[®], serviront alors de valeurs d'entrées au bloc *magnétique*.

Notons, par ailleurs, que la mesure expérimentale du champ magnétique dans le micromonde est un défi technologique difficile à réaliser :

- nécessité d'un matériel approprié ;
- mesure tributaire de la dimension de la zone active de la sonde à effet Hall ainsi que de la précision du dispositif de positionnement ;
- mesures fastidieuses et dédiées à un seul aimant.

Ces difficultés, ainsi que l'exclusivité des mesures effectuées, ne permettent pas de conserver cette solution.

La modélisation analytique du champ magnétique à vide \vec{B}_0 donne d'excellents résultats et l'utilisation d'équations linéaires requiert de faibles ressources informatiques. Cependant les équations utilisées font de cette technique un modèle approché ayant un domaine de validité des mesures propres à une configuration donnée. Nous ne pouvons donc également pas conserver cette technique.

A la différence de la modélisation analytique, la modélisation par éléments finis utilise les équations de base du magnétisme et non des équations propres à une configuration particulière, de ce fait un grand nombre de configurations est modélisable. En plus du magnétisme[74], cette technique est applicable à d'autres domaines de la physique : piézo-électricité[97, 130], mécanique[90, 102], microfluidique[64], etc. La seule contrainte, liée à cette technique, est la nécessité d'avoir à disposition des moyens de calculs importants et « multi-physiques ».

4.3.3 Bloc *magnétique*

Le bloc *magnétique* permet de déterminer la valeur de l'aimantation interne d'un objet ferromagnétique plan \vec{M}_i en fonction :

- du champ magnétique \vec{B}_0 autour de la source du champ magnétique sans le pousseur, nommé par la suite champ magnétique à vide ;
- des caractéristiques magnétiques et géométriques du pousseur ;
- de la position relative de la base du pousseur vis-à-vis du centre de l'aimant OI_{x_a} , OI_{y_a} et OI_{z_a} , voir figure 4.16 ;
- de la position angulaire du pousseur par rapport à la surface de l'aimant α et β (voir figure 4.16).

Le bloc *magnétique* a pour objectif de fournir la valeur de l'aimantation interne du pousseur \vec{M}_i au bloc *effort*.

Notre hypothèse est que notre pousseur est suffisamment plan pour considérer que son aimantation interne reste constante sur son épaisseur, elle peut toutefois varier dans le plan du pousseur (voir le chapitre 6). A partir des équations de continuité magnétique, issues des équations de Maxwell à la limite entre les deux surfaces (milieu am-

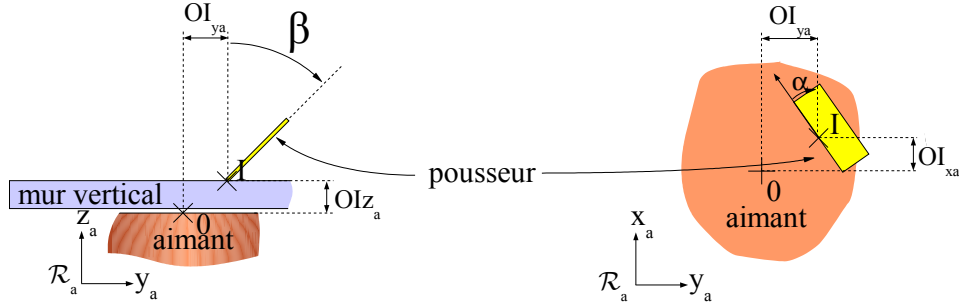


FIG. 4.16 – Position et orientation relative entre le pousseur et l'aimant.

biant/pousseur), nous sommes à même de déterminer la valeur du champ magnétique interne au pousseur \vec{B}_i . De cette aimantation interne \vec{B}_i dépend la valeur de l'aimantation interne du pousseur \vec{M}_i .

Cette fonction peut parfaitement être effectuée par l'application Flux3D[®]. Notre modélisation, avec une simplification des phénomènes magnétiques au sein de notre pousseur, nous permet cependant d'obtenir un temps de calcul inférieur au temps nécessaire à Flux3D[®] pour nous fournir un résultat, dont le niveau de précision est supérieur à nos besoins. En effet, le temps de calcul de quelques minutes nécessaire à Flux3D[®] se réduit à quelques secondes en utilisant le bloc *magnétique*.

Bien que nos hypothèses simplifient grandement les calculs, le chapitre 5 décrivant le bloc *magnétique* montre que l'aimantation obtenue par notre modèle génère une erreur acceptable avec les résultats obtenus sous Flux3D[®].

4.3.4 Bloc *effort*

Le bloc *effort* fournit tous les efforts induits par le champ magnétique sur le pousseur : la force magnétique \vec{F}_m et le couple magnétique $\vec{\Gamma}_m$ ainsi que la position angulaire à l'équilibre (α, β) du pousseur au point I considéré. Ces efforts sont calculés à partir :

- du champ magnétique à vide \vec{B}_0 ;
- de l'aimantation interne du pousseur \vec{M}_i .

Appliqué au *WIMS2*, le bloc *effort* a pour objectif de fournir la force magnétique \vec{F}_m et la position relative entre le pousseur et l'aimant $(OI_{x_a}, OI_{y_a}$ et $OI_{z_a})$ au bloc *dynamique* ainsi que la position angulaire (α, β) du pousseur (voir figure 4.16).

Le champ magnétique extérieur engendre au sein du pousseur un torseur formé d'une force magnétique \vec{F}_m et d'un couple magnétique $\vec{\Gamma}_m$ [20]. Cette force tend à plaquer le pousseur contre la surface de l'aimant alors que le couple magnétique tend à aligner la plus grande longueur du pousseur avec les lignes de champ magnétique. L'équilibre entre ces deux phénomènes permet de définir la position angulaire du pousseur.

Nous montrons dans le chapitre 6 que le comportement dynamique en rotation du pousseur peut être considéré comme un comportement quasi-statique. La position an-

gulaire à l'équilibre du pousseur est donc déterminée par l'équilibre des couples subit par le pousseur.

Le chapitre 6 décrivant le fonctionnement du bloc *effort* montre l'influence des dimensions du pousseur sur son comportement en rotation. Il montre également, dans l'hypothèse d'un pousseur plan, que plus le pousseur est volumineux, moins il s'aligne sur les lignes du champ magnétique.

L'objectif des deux blocs *magnétique* et *effort* est de fournir au bloc *dynamique*, dans une étape de pré-traitement, la valeur des efforts subis par le pousseur. Le logiciel *Flux3D*[®] est parfaitement capable de fournir ces informations. Cependant, nous verrons dans la section 5.4.2, que *Flux 3D*[®] ne remplit pas nos critères d'utilisation pour le temps de calcul du processus. Nous verrons également que la modélisation, que nous proposons, réduit fortement ce temps de calcul avec une différence relative des résultats avec *Flux 3D*[®] en accord avec nos critères.

4.3.5 Bloc *dynamique*

Le bloc *dynamique*, détermine la nouvelle position du pousseur en fonction de la force magnétique \vec{F}_m , des conditions de frottement C_f et des conditions initiales C_i en position et vitesse du pousseur.

Appliqué au *WIMS2*, le bloc *dynamique* permet de connaître à tout moment la position, la vitesse et l'accélération du pousseur en fonction des mouvements de l'aimant.

Le bloc *dynamique* est basé sur le principe fondamental de la dynamique : la somme des forces \vec{F} appliquées à un volume est égale au produit de sa masse m par son accélération \vec{a} (relation 4.3).

$$\sum \vec{F} = m \vec{a} \quad (4.3)$$

Le volume en question est le pousseur en nickel, il subit la force d'attraction magnétique \vec{F}_m en tout point et la réaction du support en I assimilée à une force de frottement \vec{F}_f . La réaction du liquide dans lequel sont plongés les objets est négligée [48]. De plus, nous nous limitons au comportement du pousseur sans objet à pousser.

Le chapitre 6 détaille les différentes étapes de ce bloc, qui intègre la notion de *stick-slip* (avance par saccades), et fournit une trajectoire du pousseur suffisamment proche de la trajectoire observée pour valider notre modélisation.

4.3.6 Commentaire sur les blocs fonctionnels

La conception modulaire de notre modélisation illustrée par la figure 4.17 a l'avantage d'être évolutive. En effet, chaque bloc peut être changé au grès de l'évolution des connaissances. Le remplacement d'un bloc ne remet pas en cause le fonctionnement des autres tant que le format des données échangées demeure le même.

N'ayant pas développé le bloc *champ*, nous ne l'avons sciemment pas fait apparaître sur la figure 4.17.

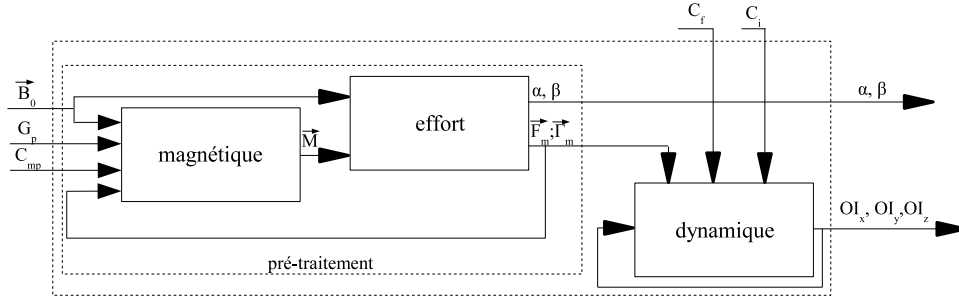


FIG. 4.17 – Schéma bloc représentant les différentes étapes du modèle de comportement du poussoir avec G_p les caractéristiques géométriques du poussoir, C_{mp} les caractéristiques magnétiques du poussoir.

Ayant décrit le principe de fonctionnement du *WIMS2* ainsi que la modélisation du comportement dynamique du poussoir, la prochaine section présente son dispositif expérimental.

4.4 Dispositif expérimental

Cette section présente le dispositif expérimental du *WIMS2* (voir figure 4.18). Ce dispositif a pour objectif de tester la capacité de notre concept à transporter des ovocytes humains dans un canal. Il ne constitue pas la réalisation complète du concept de la micro-usine présenté précédemment.

Notre dispositif expérimental est caractérisé par trois fonctions :

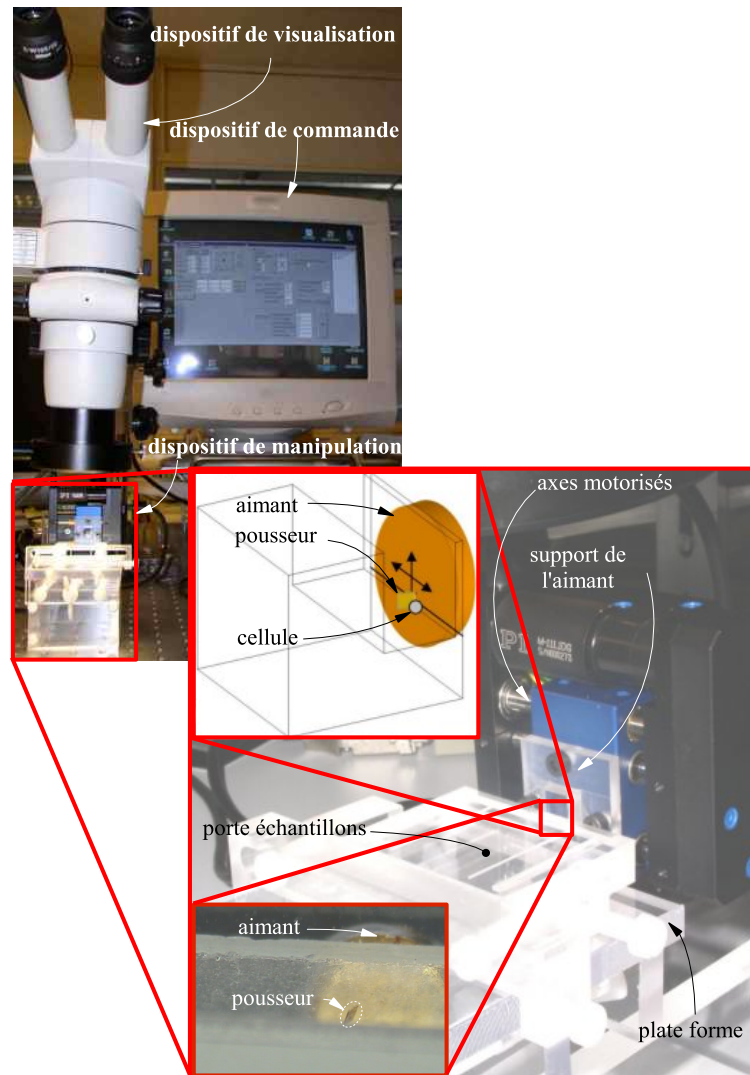
- un dispositif de visualisation avec un microscope et une caméra CCD ;
- un dispositif de manipulation avec deux axes de translation motorisés pour les déplacements de l'aimant.
- un dispositif de commande par PC avec une application pilotant les axes de translation motorisés.

Les trois parties suivantes ont pour objectif de décrire un des trois éléments constitutifs du dispositif : la visualisation, la manipulation et la commande.

4.4.1 Dispositif de visualisation

Pour déplacer de manière automatique une cellule au sein d'une micro-usine de traitement cellulaire, nous désirons utiliser l'analyse d'image pour déterminer la position des éléments présents sur la zone de travail (poussoir et cellules). Pour cela, faute d'avoir à disposition un système de visualisation inversé à l'instar de celui présent dans les centres d'AMP, nous utilisons le microscope ainsi qu'une caméra CCD.

Cet ensemble (microscope et caméra) possède une résolution de $1 \mu m$ avec une plage de mesure suivant une dimension de déplacement de $760 \mu m$. La caméra est connectée à un PC via une carte d'acquisition afin d'informer le dispositif de commande, via une analyse d'image, de la position des objets présents dans la zone de travail.

FIG. 4.18 – Dispositif expérimental du *WIMS2*.

4.4.2 Dispositif de manipulation

Cette partie décrit le dispositif de manipulation en exposant le choix des matériaux employés, les différents éléments constituant ce dispositif ainsi que leur fonction.

Matériaux employés

Afin de ne pas perturber l'orientation du champ magnétique issu de l'aimant permanent, tous les éléments composant le support du dispositif expérimental sont en matériaux magnétiquement neutre ou ont une influence négligeable sur le champ magnétique. Dans le but de faciliter la visualisation de la zone de travail, nous avons décidé d'utiliser des matériaux translucides pour les éléments constituant le support. Et enfin, tous les éléments en contact avec le milieu biologique sont non embryotoxiques, à l'exception pour le moment du poussoir.

Pour répondre à ces exigences, nous employons :

- de la visserie en PVC pour l'assemblage des différents éléments ;
- du plexiglas pour le bâti et la plate-forme car c'est un matériau translucide, léger et peu fragile ;
- du plexiglas pour le support de l'aimant car c'est un matériau magnétiquement neutre ;
- du verre (quartz) pour le porte-échantillons car celui-ci est non embryotoxique ;
- les pousseurs utilisés sont ceux développés pour le *WIMS1*.

Eléments constitutifs

Le dispositif expérimental est constitué de deux axes de translation motorisés de la société Physik Instrumente[®] d'une course de 15 mm, d'une précision de 0.05 μm et d'une répétabilité de 0.1 μm chacun⁴. Ces deux axes, commandés par un PC, permettent de déplacer l'aimant dans le plan vertical. L'aimant est un alliage Néodyme Fer Bohr (NdFeB) cylindrique de 1.6 mm de diamètre sur 0.74 mm d'épaisseur.

L'aimant est solidaire des axes de translation motorisés par l'intermédiaire d'un support en plexiglas dans lequel il est monté serré. Le support de l'aimant est vissé sur les axes de translations (voir figure 4.18).

Les deux axes de translation sont assemblés sur un bâti en plexiglas, bâti sur lequel est également présente une plate-forme de positionnement. Cette plate-forme sert de support au porte-échantillons en verre et permet de régler la distance entre la surface de l'aimant et le mur vertical du porte-échantillons (voir figure 4.19). Le réglage de cette distance s'effectue à l'aide d'une vis d'Archimède⁵ et de deux guides qui créent une liaison glissière entre la plate-forme et le bâti. Bien que cette technique ne permette pas de régler cette distance avec une grande précision, celle-ci est suffisante pour notre application.

Le porte-échantillons est en quartz pour des raisons de biocompatibilité mais également parce qu'une fois poli, il possède une surface suffisamment lisse pour limiter le

⁴Données constructeur

⁵Aussi appelée vis sans fin.

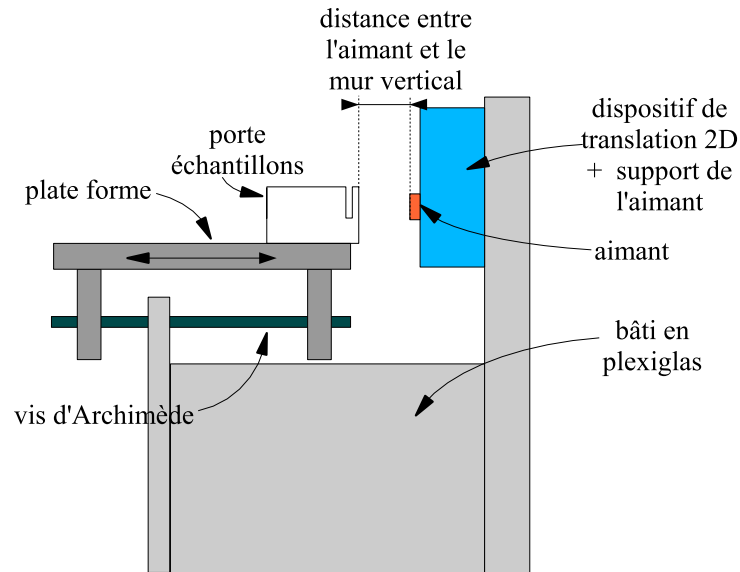


FIG. 4.19 – Schéma du dispositif expérimental.

phénomène de *stick slip* (avance par saccades) du pousseur durant un déplacement. De plus, il facilite la visualisation de la zone de travail.

Le couple formé par l'aimant et le pousseur est disposé de part et d'autre de la paroi verticale.

Notre porte-échantillons a été réalisé en utilisant un usinage par sonotrode, une technique d'usinage par ultrasons, au sein du Laboratoire FEMTO-ST (département de Chronométrie Électronique et Piézoélectricité) de Besançon⁶.

Fonctions remplies par le dispositif expérimental

Le dispositif expérimental est capable de déplacer le pousseur sur une paroi verticale de $2,25 \text{ cm}^2$ ($1,5 \times 1,5 \text{ cm}^2$). La plate-forme soutenant le porte-échantillons possède quant à elle une course de plusieurs centimètres.

Ce dispositif expérimental nous permet d'observer le comportement du pousseur qui dépend des déplacements de l'aimant ainsi que des forces de réaction du support et des objets déplacés.

4.4.3 Dispositif de commande

Le dispositif de commande est constitué d'un PC sur lequel sont installées une carte d'acquisition vidéo ainsi qu'une carte de pilotage des axes de translation motorisés qui permettent de déplacer l'aimant dans le plan vertical.

⁶Nous remercions à ce titre Jean-Jacques Boy qui nous a apporté son aide pour la réalisation du porte-échantillons.

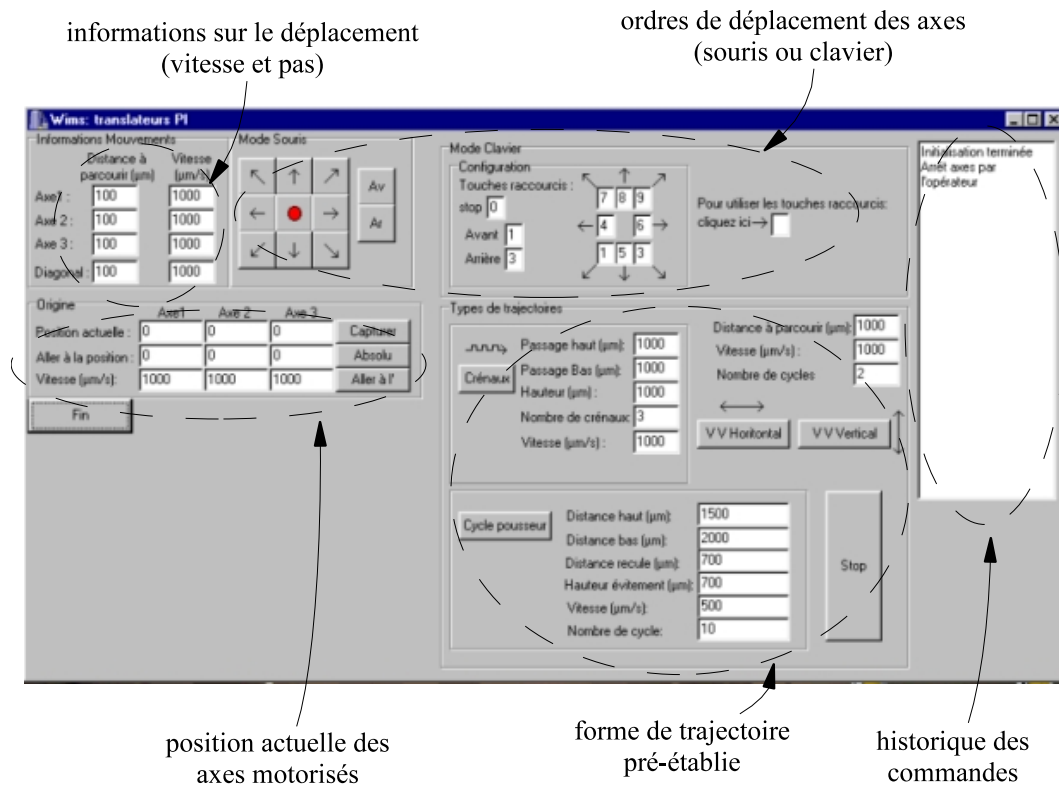


FIG. 4.20 – Synopsis de l'application pilotant des axes de translation motorisés en mode télé-opéré ou automatique en boucle ouverte.

La commande des axes de translation motorisés s'effectue à l'aide d'une application développée sous Borland C++ Builder (voir synopsis en figure 4.20) via la carte de pilotage. Cette application est utilisée pour manipuler les ovocytes en mode télé-opéré ou en mode automatique en boucle ouverte, c'est-à-dire sans retour d'information sur la position des objets dans la zone de travail.

Cette application permet à un opérateur de piloter les axes de translation en vitesse, direction et distance de parcours. De plus l'opérateur est informé de la position des axes de translation en temps réel à l'aide des codeurs de position intégrés sur ces axes.

Le dispositif expérimental présenté permet de contrôler la position et la vitesse d'un aimant permanent dans un plan vertical de 1.5 cm de côté avec une précision de $0.05 \mu\text{m}$ et une répétabilité de $0.1 \mu\text{m}$ à l'aide d'une application pilotant deux axes de translation motorisés.

Cependant, l'objectif à terme de nos travaux est de contrôler de manière automatique le comportement d'un poussoir ferromagnétique. Or ce comportement dépend des mouvements de l'aimant ainsi que de ces caractéristiques magnétiques. Par ce fait, la trajectoire de l'aimant diffère de celle du poussoir.

Afin de parvenir à contrôler automatiquement la position du pousseur, nous devons dans un premier temps modéliser son comportement par rapport au déplacement de l'aimant.

4.5 Conclusion du chapitre

La description du dispositif *WIMS1* a permis de mettre en évidence la faisabilité d'un dispositif de transfert d'ovocyte par actionnement magnétique. Cependant ce dispositif n'est pas adapté aux conditions de travail présentes dans les centres d'AMP.

De cette analyse résulte donc une évolution de ce dispositif appelé *WIMS2*. Cette évolution, de par sa verticalité, permet de générer de nouveaux mouvements au pousseur et a abouti à un concept de micro-usine de traitement séquentiel des ovocytes via un unique dispositif de transfert.

En sus de sa nouvelle architecture, le *WIMS2* intègre un modèle numérique qui reproduit le comportement dynamique du pousseur en fonction des mouvements de l'aimant. Ce modèle a pour objectifs d'optimiser les caractéristiques géométriques et magnétiques des éléments constitutifs de notre dispositif, afin de générer automatiquement les trajectoires du pousseur via celles de l'aimant.

L'étude et la spécification de cette modélisation du comportement dynamique du pousseur, constituée de plusieurs blocs fonctionnels, sont le sujet des deux chapitres suivants.

Chapitre 5

Comportement magnétique du pousseur

Le dispositif expérimental du WIMS2 a été présenté dans le chapitre précédent ainsi que le principe retenu pour modéliser le comportement dynamique du pousseur en fonction des mouvements de la source magnétique. L'objectif de ce chapitre est de décrire la modélisation sous Matlab® du comportement magnétique du pousseur dès lors qu'il subit l'action d'un champ magnétique externe \vec{B}_0 .

La première section de ce chapitre présente les hypothèses que nous avons posées pour établir le modèle de comportement magnétique de notre pousseur lorsqu'il est soumis à un champ magnétique externe \vec{B}_0 . Nous présentons dans la seconde section le principe de fonctionnement de l'algorithme de calcul et enfin la troisième section expose les résultats issus de la modélisation.

5.1 Objectifs du bloc *magnétique*

Le premier objectif du bloc magnétique est de déterminer la valeur de l'aimantation interne du pousseur \vec{M}_i en tout point P appartenant au pousseur. La valeur de l'aimantation interne \vec{M}_i est déterminée en fonction de la valeur du champ magnétique, dans l'espace de travail, fournie par le logiciel de simulation par éléments finis *FLUX3D*® ainsi que de la position spatiale du pousseur.

Le logiciel *FLUX3D*® est capable de réaliser cette opération ainsi que celle réalisée par le bloc *effort* présenté chapitre 6. Cependant, pour chaque position du pousseur, *FLUX3D*® impose un temps de calcul de quelques minutes. Le second objectif du bloc *magnétique* est d'obtenir des résultats proches de ceux fournis par *FLUX3D*® mais dans un temps de calcul réduit.

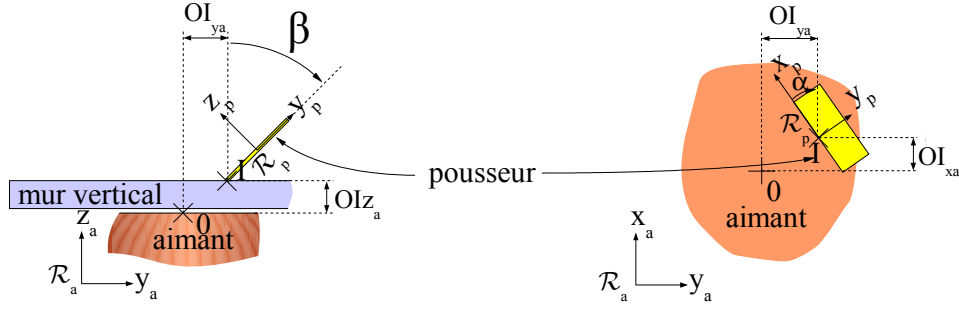


FIG. 5.1 – Position relative entre le pousseur et l'aimant : présentation des repères \mathcal{R}_a et \mathcal{R}_p .

5.2 Comportement magnétique du pousseur et hypothèses de travail

L'objectif de cette section est de présenter les hypothèses que nous avons posées pour établir le modèle de comportement magnétique de notre pousseur. Pour cela, nous commençons par définir les notations utilisées dans ce chapitre ainsi que dans les deux chapitres qui suivent. Ensuite, nous expliquons le comportement d'un matériau ferromagnétique plongé dans un champ magnétique. Nous exposons dans une troisième partie nos hypothèses de travail avant de terminer en donnant les équations caractéristiques du vecteur aimantation.

5.2.1 Notations et repères

L'objectif de cette section est de définir les notations et de présenter les deux repères utilisés. Pour caractériser un vecteur, nous utilisons ces trois composantes données (voir figure 5.1) :

- soit dans le repère \mathcal{R}_p lié au pousseur : $(I; \vec{x}_p; \vec{y}_p; \vec{z}_p)$;
- soit dans le repère \mathcal{R}_a lié à l'aimant : $(O; \vec{x}_a; \vec{y}_a; \vec{z}_a)$.

Dans la suite de ce mémoire nous utiliserons la notation suivante afin de représenter les composantes d'un vecteur \vec{V} dans un repère :

$$V_{x_a} = \vec{V} \cdot \vec{x}_a \quad (5.1)$$

5.2.2 Comportement d'un matériau ferromagnétique

Nous présentons dans cette partie le comportement magnétique d'un matériau ferromagnétique quand celui-ci est soumis à un champ magnétique externe \vec{B}_0 . En comparaison avec des matériaux paramagnétiques ou diamagnétiques, un matériau ferromagnétique a la capacité :

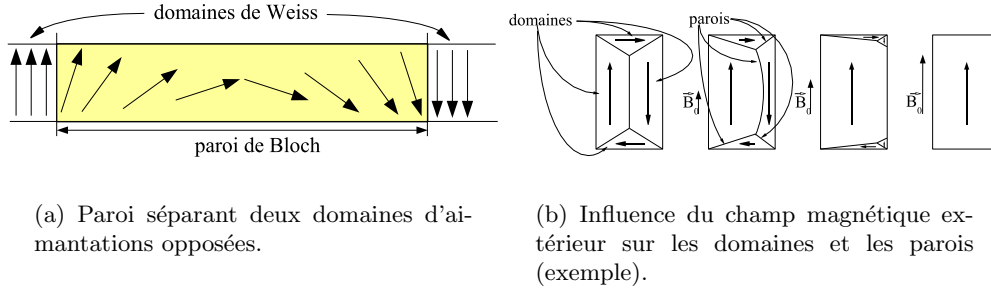


FIG. 5.2 – Domaines et parois [20].

- de s'aimanter très fortement sous l'effet d'un champ magnétique extérieur ;
- de conserver une partie de cette aimantation à l'extinction du champ : c'est l'aimantation rémanente.

En conséquence, un matériau ferromagnétique perturbe énormément le champ magnétique dans lequel il est plongé. Parmi les matériaux les plus usités, on peut trouver le fer, le nickel et le cobalt.

L'aimantation d'un matériau ferromagnétique est provoquée par sa structure interne [20]. Symboliquement, cette structure nous permet de diviser un matériau ferromagnétique en domaines microscopiques, nommés domaines de Weiss, isolés les uns des autres par des parois, nommées parois de Bloch. Ces parois permettent à chacun de ces domaines d'avoir une aimantation qui leur est propre (voir figure 5.2(a)). D'un point de vue macroscopique, les domaines microscopiques n'empêchent en rien un élément ferromagnétique de demeurer magnétiquement inerte (voir figure 5.2(b), objet de gauche).

Sous l'effet d'un champ magnétique \vec{B}_0 , les domaines ayant la même orientation que ce champ magnétique extérieur \vec{B}_0 ont tendance à augmenter de volume au détriment des autres par déplacement de parois (voir figure 5.2(b)).

La valeur de l'aimantation interne \vec{M} d'un matériau ferromagnétique est induite par la valeur du champ magnétique total \vec{B} en tout point P appartenant à ce matériau. Or ce champ, modifié par la présence du matériau, dépend de la valeur du champ magnétique interne du matériau \vec{B}_i et du champ magnétique à vide \vec{B}_0 . Le champ magnétique interne \vec{B}_i dépend lui-même de l'aimantation \vec{M} (voir figure 5.3).

La solution de ce problème passe par la résolution des équations magnétiques de Maxwell (relations 5.2 et 5.3) [40] :

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{B}_0 = 0 \quad (5.2)$$

$$c^2 \vec{\nabla} \times \vec{B}_0 = \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} + \frac{\vec{j}}{\epsilon_0} \quad (5.3)$$

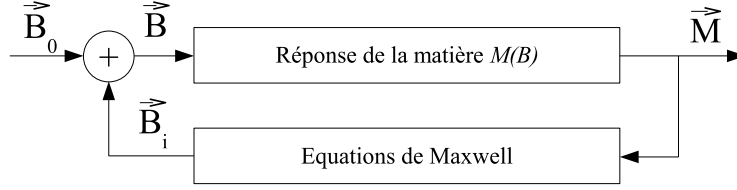


FIG. 5.3 – Diagramme des relations entre le champ magnétique à vide et l'aimantation interne d'un matériau ferromagnétique [20].

En appliquant le théorème de Gauss-Ostrogradsky (ou théorème de la divergence) à l'équation 5.2 appliquée à un volume V englobé par une surface S donnée, nous obtenons :

$$\iiint_V \vec{\nabla} \cdot \vec{B}_0 \cdot dV = \oiint_S \vec{B}_0 \cdot \vec{n} \cdot dS = 0 \quad (5.4)$$

avec \vec{n} , le vecteur unitaire normal à la surface

L'équation 5.4 signifie alors que le flux de \vec{B}_0 à travers une surface fermée S est nul.

En appliquant le théorème de Stokes à l'équation 5.3 appliquée à une surface S donnée s'appuyant sur un contour C , nous obtenons :

$$c^2 \iint_S \vec{\nabla} \times \vec{B}_0 \cdot \vec{n} \cdot dS = c^2 \oint_C \vec{B}_0 \cdot d\vec{l} = \oint_C \left(\frac{\partial \vec{E}}{\partial t} + \frac{\vec{j}}{\varepsilon_0} \right) \cdot d\vec{l} \quad (5.5)$$

L'équation 5.5 signifie que le carré de la célérité multiplié par la circulation de \vec{B}_0 le long d'un contour fermé C est égal à la variation temporelle de la circulation du champ électrique \vec{E} le long de ce contour fermé plus la circulation du courant le long de ce contour fermé divisé par la permittivité diélectrique ε_0 .

En magnétostatique, la variation temporelle de la circulation du champ électrique \vec{E} est nulle. De plus, le courant à travers le contour fermé \vec{j} est égal à la seule circulation du moment magnétique moyen \vec{M} d'où la relation issue de l'équation 5.3 :

$$\begin{aligned} c^2 \vec{\nabla} \times \vec{B}_0 &= \frac{\vec{\nabla} \times \vec{M}}{\varepsilon_0} \\ \Leftrightarrow \vec{\nabla} (c^2 \times \vec{B}_0 - \frac{\vec{M}}{\varepsilon_0}) &= \vec{0} \end{aligned} \quad (5.6)$$

Soit \vec{H} le vecteur excitation magnétique défini par :

$$\vec{H} = \varepsilon_0 c^2 \vec{B} - \vec{M} = \frac{\vec{B}}{\mu_0} - \vec{M} \quad (5.7)$$

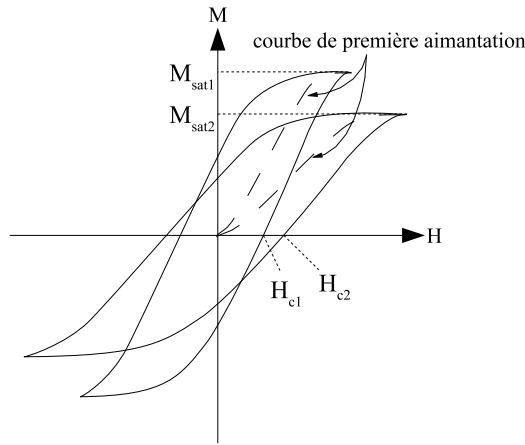


FIG. 5.4 – Cycle d'hystérésis définissant le comportement magnétique d'un matériau ferromagnétique et caractérisé par la courbe de première aimantation.

En intégrant la relation 5.7 dans la relation 5.6, nous obtenons une nouvelle relation :

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = 0 \quad (5.8)$$

Intrinsèquement, un matériau ferromagnétique n'est pas aimanté, il le devient dès qu'il subit sa première aimantation caractérisée par sa courbe de première aimantation. Cette première aimantation caractérise son comportement défini par un cycle magnétique d'hystérésis pour tout le reste de sa vie (voir figure 5.4 où la courbe de première aimantation est en pointillé, le cycle d'hystérésis en trait plein et H_c correspond au champ coercitif du matériau).

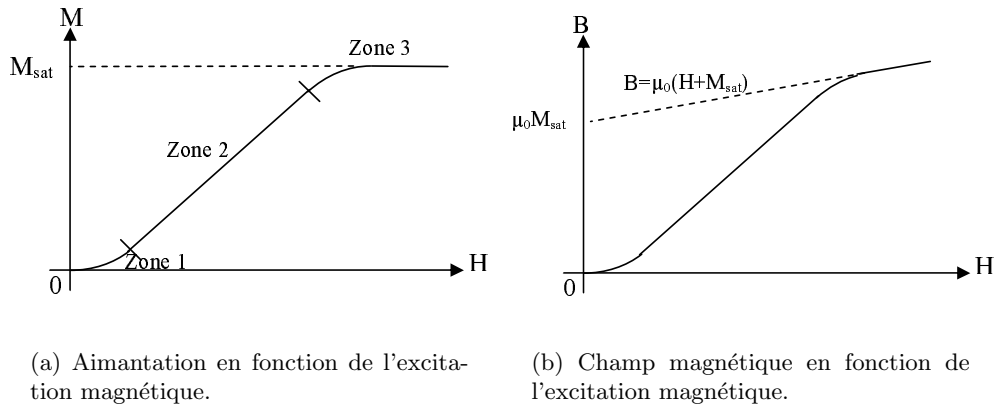


FIG. 5.5 – Courbe de première aimantation.

La courbe de première aimantation peut être décomposée en trois parties (voir figure 5.5) :

- La zone 1 : sensiblement rectiligne pour les faibles valeurs de l'excitation magnétique \vec{H} , à ce stade le phénomène de magnétisation du matériau est encore réversible ;
- la zone 2 : croissance importante et constante, le phénomène de magnétisation du matériau n'est plus réversible ;
- la zone 3 : asymptote nommée « aimantation à saturation » pour les fortes valeurs de l'excitation magnétique \vec{H} .

L'évolution de la courbe de première aimantation dépend de deux paramètres :

- de l'intensité du champ magnétique externe ainsi que de la nature du matériau qui correspondent aux zones 1 et 2 ;
- uniquement de la nature du matériau pour la zone 3.

A titre d'information, l'aimantation à saturation M_{sat} du nickel, matériau dont est constitué le pousleur, est de $5.1 \times 10^5 A.m^{-1}$ [52].

5.2.3 Hypothèses

L'objectif de cette partie est d'exposer les hypothèses qui nous ont servi à établir le modèle de comportement magnétique du pousleur. Dans cette partie, nous exposons dans un premier temps les hypothèses posées par Gauthier durant sa thèse [48] et nous discutons de leur pertinence dans le cas du *WIMS2*. Ensuite nous exposons et justifions nos hypothèses afin de réaliser la modélisation des phénomènes magnétiques induit au sein du pousleur.

Hypothèses établies pour le modèle de comportement du *WIMS1*

Les hypothèses pour la modélisation du comportement posée par Gauthier ont été établies pour l'étude du *WIMS1*. Ces hypothèses concernent quatre points :

- l'aimantation interne du pousleur que nous nommons \vec{M}_i est orientée suivant la plus grande dimension du pousleur ;
- le pousleur s'aligne sur les lignes du champ magnétique à vide \vec{B}_0 générées par la source de champ magnétique ;
- Le calcul de l'aimantation interne du pousleur \vec{M}_i est effectué au centre de gravité de celui-ci et cette aimantation est supposée constante sur tout le volume du pousleur.
- le champ magnétique englobant le pousleur est supérieur au champ coercitif du matériau composant le pousleur, l'aimantation interne du pousleur atteint alors la saturation magnétique : $\|\vec{M}_i\| = M_{sat}$;

Le fait que l'aimantation interne du pousleur \vec{M}_i soit orientée suivant la plus grande dimension du pousleur est un résultat classique en magnétisme. Cette notion est notamment utilisée dans [59] et [71], elle signifie que l'aimantation est incluse dans le plan du pousleur (\vec{x}_p, \vec{y}_p) mais ne détermine pas l'orientation de l'aimantation dans ce plan comme illustrée sur la figure 5.6. Cette hypothèse, associée aux lois de continuité magné-

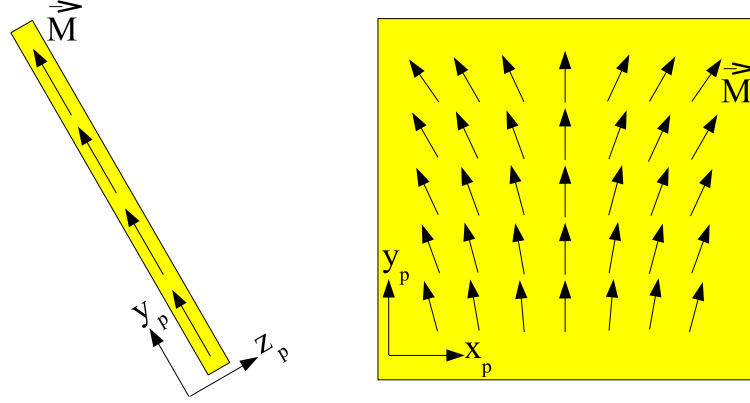


FIG. 5.6 – Orientation possible de l'aimantation interne du pousseur.

tique décrites ultérieurement, induisent également que le pousseur s'aligne sur les lignes du champ magnétique à vide \vec{B}_0 .

Le fait d'avoir modifié les caractéristiques de l'aimant utilisé pour le *WIMS2* a pour conséquence que ces hypothèses, valables pour le *WIMS1*, ne s'appliquent pas nécessairement au *WIMS2*. En conséquence, nous ne tiendrons pas compte de ces deux premières hypothèses dans l'établissement de notre modèle.

La troisième hypothèse concernant le calcul de l'aimantation interne du pousseur, consiste à négliger la variation du champ magnétique sur toute la surface, ce qui influe sur les efforts que subit le pousseur et donc sur son comportement. Nous ne tiendrons également pas compte de cette hypothèse dans l'établissement de notre modèle.

La quatrième hypothèse concerne le module de l'aimantation. En imposant l'état de saturation magnétique au matériau dont est constitué le pousseur, nous imposons alors son module. A cet effet, l'aimant utilisé dans la configuration du *WIMS2* est choisi, tout comme dans la configuration du *WIMS1*, pour que le champ magnétique émis soit supérieur au champ coercitif du nickel. A titre d'information, le module de l'excitation magnétique à vide $\|\vec{H}_0\|$ doit être supérieur à 3200 A.m^{-1} pour saturer magnétiquement le nickel [52].

Cette hypothèse posée par Gauthier est également valable pour le *WIMS2* : le pousseur est donc magnétiquement saturé. De ce fait l'aimantation interne du pousseur est égale à l'aimantation à saturation :

$$\|\vec{M}_i\| = M_{sat} = 5.1 \times 10^{-5} \text{ A.m}^{-1} \quad (5.9)$$

Sur le plan magnétique, Gauthier a posé quatre hypothèses. Sur ces quatre hypothèses, nous avons décidé de conserver uniquement l'état de saturation magnétique du matériau qui détermine le module de l'aimantation interne du pousseur. La pertinence de la suppression de ces hypothèses sera prouvée par la suite lors de l'exploitation du

modèle de comportement du *WIMS2*.

Dans ce qui suit, nous appelons modèle *Matlab*[®] la modélisation du comportement du pousseur mis au point sous *Matlab*[®]. Dans les deux chapitres traitant de la modélisation, le modèle *Matlab*[®] aura tour à tour pour signification :

- la modélisation du comportement magnétique du pousseur dans ce présent chapitre ;
- la modélisation du comportement en rotation du pousseur dans la section 6.2 traitant du bloc *effort* ;
- la modélisation du comportement dynamique dans la section 6.3 traitant du bloc *dynamique*.

Hypothèses établies pour le modèle de comportement du *WIMS2*

Notre objectif est de définir des hypothèses qui simplifient la modélisation du comportement magnétique. Cependant, elles ne doivent pas être trop restrictives pour préserver la généralité de notre modèle de comportement.

Nous avons vu au début de la section 5.2.3 que nous conservons des travaux de Gauthier uniquement l'hypothèse sur la saturation magnétique du pousseur. En sus de celle-ci nous posons deux autres hypothèses :

- nous considérons le pousseur, uniquement pour le calcul de l'aimantation interne \vec{M}_i , comme un objet plan de surface S . Le calcul de l'aimantation ne s'effectuera donc plus uniquement au centre de gravité du pousseur ;
- nous négligeons les effets de bord se produisant sur la « tranche » du pousseur.

Nous pouvons considérer le pousseur comme un objet plan car il possède une épaisseur négligeable devant les deux autres dimensions : à titre d'exemple, un pousseur parallélépipédique à base carrée de $400\ \mu m$ de côté possède une épaisseur de $25\ \mu m$ (idem pour un pousseur à base cylindrique de diamètre $400\ \mu m$).

Cette hypothèse est issue du fait que nous considérons que la variation de l'aimantation interne du pousseur \vec{M}_i sur son épaisseur suivant l'axe z_p est négligeable devant cette même variation dans le plan de sa surface (\vec{x}_p, \vec{y}_p) .

En considérant le pousseur comme étant un plan, nous pouvons déterminer l'aimantation interne à partir des équations de continuité du champ magnétique entre deux milieux. En effet, la relation 5.2 permet de définir une relation de continuité de la composante normale du vecteur champ magnétique. Cette continuité s'effectue au passage entre le milieu ambiant et le matériau ferromagnétique à la surface du pousseur (axe \vec{z}_p). De même, la relation 5.8 induit la continuité de la composante tangentielle à la surface du pousseur, dans le plan (\vec{x}_p, \vec{y}_p) , du vecteur excitation magnétique¹. Nous notons le vecteur excitation magnétique sans la présence du pousseur \vec{H}_0 et le vecteur excitation magnétique au sein du pousseur \vec{H}_i .

¹Les démonstrations de continuité sont effectuées annexe A.1, page 171

Ces relations permettent ainsi d'établir un lien entre le champ magnétique externe \vec{B}_0 , défini par les angles θ_0 et φ_0 , et le champ magnétique interne au pousseur \vec{B}_i , défini par les angles θ_i et φ_i sur la figure 5.7. Il est alors possible de montrer qu'on obtient les égalités suivantes en relation avec la figure 5.7 dans le repère (\vec{n}, \vec{t}) :

$$B_{0n_p} = B_{in_p} \quad (5.10)$$

$$H_{0t_p} = H_{it_p} \quad (5.11)$$

$$\varphi_i^2 = \varphi_0 \quad (5.12)$$

avec :
$$\begin{cases} B_{0n_p} : \text{la composante normale à la surface du pousseur du vecteur } \vec{B}_0 \\ B_{in_p} : \text{la composante normale à la surface du pousseur du vecteur } \vec{B}_i \\ H_{0t_p} : \text{la composante tangentielle à la surface du pousseur du vecteur } \vec{H}_0 \\ H_{it_p} : \text{la composante tangentielle à la surface du pousseur du vecteur } \vec{H}_i \\ \varphi_i, \varphi_0 : \text{l'orientation de la composante tangentielle des vecteurs } \vec{B}_0, \vec{H}_0 \text{ et } \vec{B}_i \end{cases}$$

En tenant compte de ces hypothèses, notre modèle est capable de déterminer le comportement magnétique du pousseur si deux contraintes matérielles sont respectées :

- la présence d'une source de champ magnétique d'une puissance suffisante pour saturer magnétiquement le pousseur ;
- un pousseur dont l'épaisseur peut être négligée au regard des deux autres dimensions.

5.2.4 Equations caractéristiques du vecteur aimantation

Le vecteur aimantation interne du pousseur \vec{M}_i est caractérisé par ces trois composantes M_{ix_p} , M_{iy_p} et M_{iz_p} dans le repère \mathcal{R}_p . Ces trois composantes sont déterminées à partir de son module et de son orientation.

Le matériau formant le pousseur étant à l'état de saturation magnétique, le module du vecteur aimantation interne \vec{M}_i est à la valeur de saturation soit :

$$\|\vec{M}_i\| = M_{sat} = 0.48 \times 10^{-6} \text{ A.m}^{-1} \quad (5.13)$$

L'orientation du vecteur \vec{M}_i , colinéaire à \vec{B}_i et à \vec{H}_i ², est caractérisée par les angles θ_i et $\varphi_i = \varphi_0$. Cette orientation est déterminée à partir des relations 5.10 et 5.11. D'après 5.11 la valeur de l'angle φ_i est égale à (voir figure 5.7, page 116) :

$$\varphi_i = \arctan\left(\frac{H_{0x_p}}{H_{0y_p}}\right) = \arctan\left(\frac{B_{0x_p}}{B_{0y_p}}\right) \quad (5.14)$$

La continuité de la composante normale du champ magnétique $\vec{B}_{0n} = \vec{B}_{in}$ permet de déterminer la valeur de l'angle θ_i :

²Cette démonstration est effectuée annexe A.2, page 173

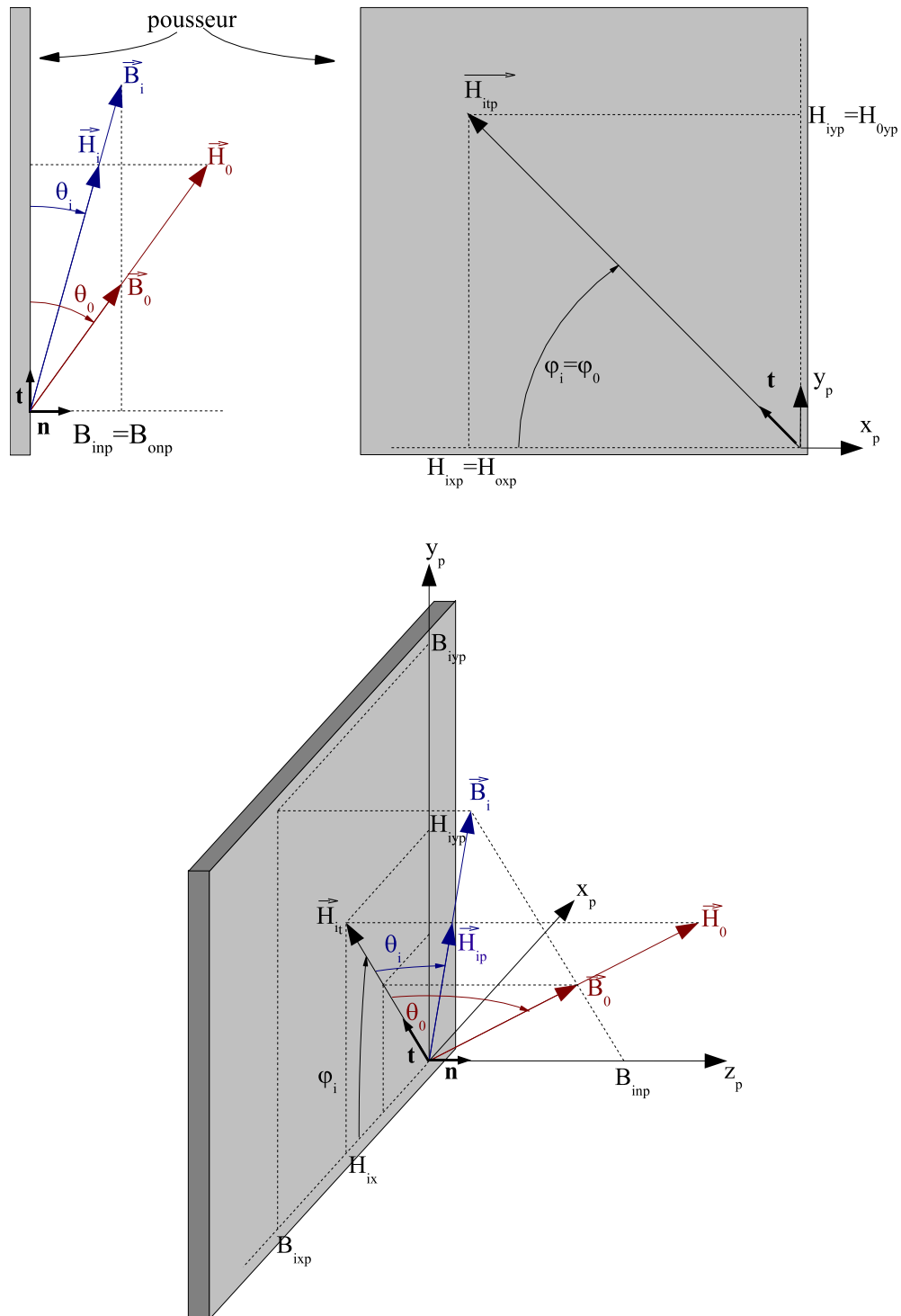


FIG. 5.7 – Représentation des équations de continuité permettant l'obtention du champ magnétique interne au pousseur à partir du champ magnétique à vide.

$$\begin{cases} \tan \theta_i = \frac{B_{in}}{B_{it}} \\ \vec{B}_i = \mu_0(\vec{H}_i + \vec{M}_i) \text{ voir la définition de } \vec{H} \text{ relation 5.7 page 110} \end{cases} \quad (5.15)$$

Donc, à partir des relations 5.10, 5.11, 5.12 et 5.15, nous obtenons la relation finale :

$$\tan(\theta_i)(\|\vec{B}_{0t}\| + \mu_0 \times M_{sat} \times \cos(\theta_i)) - B_{0n} = 0 \quad (5.16)$$

Les trois relations (5.13), (5.14) et (5.16) nous permettent de déterminer le module et l'orientation du vecteur aimantation \vec{M}_i dans le repère \mathcal{R}_p associé au pousseur. Nous pouvons alors déterminer chaque composante de ce vecteur M_{ix_p} , M_{iy_p} et M_{iz_p} dans le repère \mathcal{R}_p :

$$\begin{cases} M_{ix_p} = M_{sat} \times \cos(\theta_i) \times \cos(\varphi_i) \\ M_{iy_p} = M_{sat} \times \cos(\theta_i) \times \sin(\varphi_i) \\ M_{iz_p} = M_{sat} \times \sin(\theta_i) \end{cases} \quad (5.17)$$

5.3 Algorithme de calcul

Cette section a pour objectif de présenter l'algorithme de calcul modélisant le comportement magnétique du pousseur plongé dans le champ magnétique à vide \vec{B}_0 . Nous donnons ou rappelons dans une première partie, les informations nécessaires à une meilleure compréhension de nos travaux. Ensuite dans une seconde partie, nous exprimons le principe de fonctionnement de l'algorithme.

5.3.1 Description du modèle de comportement magnétique

Nous venons de définir les équations qui permettent de trouver les composantes du vecteur aimantation interne du pousseur \vec{M}_i dans le repère \mathcal{R}_p . Maintenant, nous allons exposer la nature des informations nécessaires à la modélisation du comportement magnétique du pousseur. Ensuite nous présentons le format des données utilisé pour la modélisation ainsi que le principe de fonctionnement de l'algorithme.

Informations nécessaires à la modélisation

Pour modéliser le comportement magnétique de notre pousseur pour une position spatiale donnée, l'application a besoin :

- de la matrice du champ magnétique dans l'espace de travail fourni par *Flux3D*[®] ;
- de la matrice comprenant les coordonnées spatiales des points composant le pousseur dans le repère \mathcal{R}_a .

Une fois ces deux matrices mémorisées, une troisième matrice comportant les trois composantes du champ magnétique à vide B_{0x_a} , B_{0y_a} et B_{0z_a} aux points formant le pousseur est générée. Par la suite les composantes du champ magnétique à vide sont

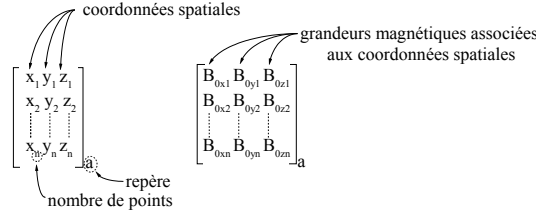


FIG. 5.8 – Matrices utilisées par l’algorithme pour mémoriser les informations nécessaire à la modélisation.

données dans le repère \mathcal{R}_p associé au pousseur par l’intermédiaire d’une matrice de transfert A_{pa} :

$$\overrightarrow{B_{0p}} = A_{pa} \times \overrightarrow{B_{0a}} \quad (5.18)$$

Format des données

Durant tout le traitement de la modélisation, les données sont organisées sous forme de matrices colonnes. Nous avons déterminé quatre familles de matrices (voir figure 5.8) :

- une « matrice » $a \times b \times c$ représentant la valeur du champ magnétique à vide $\overrightarrow{B_0}$ dans l’espace atteignable par le pousseur. Ce champ est fourni par *Flux3D*[®] ;
- les matrices de coordonnées $n \times 3$ correspondant aux trois coordonnées spatiales associées à un repère de chacun des n points utilisés par l’application ;
- les matrices de valeurs magnétiques $n \times 3$ correspondant à la grandeur magnétique ($\overrightarrow{B_0}$ ou $\overrightarrow{M_i}$) au point n défini par la matrice $n \times 3$.

L’espace de travail est représenté par un parallélépipède rectangle regroupant tous les points atteignables par le pousseur. Ce parallélépipède rectangle est maillé de telle manière que le pas entre chaque point sur les trois dimensions soit constant. Pour une position du pousseur donnée, le plan symbolisant le pousseur est représenté par une matrice de coordonnées spatiales $n \times 3$ qui correspond à la position de tous les points P formant le pousseur.

Pour une position spatiale du pousseur donnée, un point $P(x_a, y_a, z_a)$ appartenant au plan du pousseur peut ne pas se situer sur la grille de coordonnées définie par *Flux3D*[®]. Dans ce cas, nous avons fait le choix d’affecter la valeur du champ magnétique à vide $\overrightarrow{B_0}$ du point connu le plus proche au point P .

Principe de fonctionnement de la modélisation

Le modèle de comportement magnétique du pousseur utilise les relations 5.14 et 5.16 pour déterminer l’orientation du vecteur aimantation interne $\overrightarrow{M_i}$. Nous constatons que l’angle φ_i est directement accessible à partir de la relation 5.14, ce qui n’est pas le cas pour θ_i avec la relation 5.16.

La solution retenue est de procéder à un balayage sur l'angle θ_i afin d'annuler le membre de gauche de la relation 5.16. Pour réduire le nombre d'angles de recherche durant le balayage, nous avons fait le choix de définir « astucieusement » l'angle initial de l'algorithme. Pour définir cet angle initial, nous avons identifié deux situations :

- aucune position du pousseur n'a été précédemment calculée ou le pousseur n'est pas dans une position proche d'une position précédemment calculée ;
- le pousseur est dans une position proche d'une position précédemment calculée.

Dans la première situation énoncée ci-dessus, nous n'avons aucun angle pré-calculé sur lequel prendre référence. Nous avons donc choisi de prendre l'orientation du pousseur comme angle de référence. Certes, au début de ce chapitre, nous avons fait l'hypothèse que l'aimantation interne du pousseur \vec{M}_i n'est pas systématiquement comprise dans le plan du pousseur. Cependant, nous verrons que l'angle θ_i pris par l'aimantation interne \vec{M}_i est relativement proche de zéro degré.

Dans le cas où le pousseur est dans une position proche d'une position précédemment calculée, nous faisons l'hypothèse que l'orientation de l'aimantation interne \vec{M}_i a peu évolué entre les deux positions. Nous prenons donc comme angle initial, celui qui a été précédemment calculé.

Une fois φ_i et θ_i déterminés, nous pouvons calculer les trois composantes du vecteur aimantation interne M_{ix_p} , M_{iy_p} et M_{iz_p} à l'aide de la relation 5.9. Puis, par l'intermédiaire de la matrice de transfert A_{ap} , les trois composante M_{ixa} , M_{iya} et M_{iza} :

$$\vec{M}_{ia} = A_{ap}^{-1} \times \vec{M}_{ip} \quad (5.19)$$

Ces trois dernières composantes pourront par la suite être utilisées par le bloc *effort* pour le calcul des efforts statiques subis par le pousseur.

5.4 Résultats

Cette section a pour objectif de présenter les résultats issus de la modélisation. Cette présentation s'articule autour de deux points. Le premier nous permet de valider le modèle *Matlab*® par une comparaison avec les résultats issus de l'application *Flux3D*®. Le deuxième est une exploitation du modèle *Matlab*® pour nous permettre de valider certaines hypothèses.

5.4.1 Comparaison entre notre modélisation et *Flux3D*®

En utilisant comme référence une application commerciale, nous désirons montrer la pertinence et la justesse de notre modélisation. La comparaison s'effectue sur la valeur du champ magnétique en tout point de l'espace en présence du pousseur que nous appelons \vec{B} . Nous présentons dans un premier temps la technique employée pour obtenir la valeur

du champ magnétique en tout point de l'espace \vec{B} . Nous exposons et analysons ensuite les résultats obtenus par le modèle *Matlab*[®].

Obtention des valeurs

La valeur du champ magnétique \vec{B} est obtenue directement avec *Flux3D*[®]. A partir du modèle *Matlab*[®], ce champ magnétique est calculé à partir du champ magnétique à vide en tout point de l'espace $\vec{B}_0(x_a, y_a, z_a)$ auquel on additionne le champ magnétique interne en tout point du poussoir $\vec{B}_i(x_a, y_a, z_a)$. Pour le modèle *Matlab*[®], la valeur du champ magnétique en tout point de l'espace en présence du poussoir est :

- $\vec{B} = \vec{B}_i$ si P appartient au plan du poussoir ;
- $\vec{B} = \vec{B}_0$ si P n'appartient pas au plan du poussoir.

Afin d'obtenir la valeur du champ magnétique interne \vec{B}_i en tout point du poussoir, nous utilisons la définition de l'excitation magnétique donnée par la relation 5.7, page 110. Cette relation, en association avec les lois de continuité données par les relations (5.10) et (5.11), page 115, nous permet d'obtenir les trois composantes du vecteur \vec{B}_i :

$$\begin{cases} B_{ix_p} = B_{0x_p} + \mu_0 M_{x_p} \\ B_{iy_p} = B_{0y_p} + \mu_0 M_{y_p} \\ B_{iz_p} = B_{0z_p} \end{cases} \quad (5.20)$$

Résultats des simulations

Nous présentons dans cette partie une comparaison entre la valeur de la composante verticale, suivant l'axe \vec{z}_a , du vecteur champ magnétique total \vec{B}_t en un point P du poussoir en fonction de la distance à la surface de l'aimant $z = \vec{OP} \cdot \vec{z}_a$. Cette valeur est calculée en tout point P appartenant à une ligne appelée ligne de mesure incluse dans le plan du poussoir et passant par le point I (voir figure 5.9). Le poussoir possède une position quelconque dans le repère \mathcal{R}_a et est orienté perpendiculairement de manière « forcée » à 200 μm au dessus de la surface de l'aimant.

La figure 5.10(a) présente le résultat des deux simulations. Ayant négligé les effets de bords sur la « tranche » du poussoir, on constate que le modèle *Matlab*[®] donne des résultats semblables à la simulation sous *Flux3D*[®]. En effet, l'erreur relative³ observée, si l'on néglige les effets de bords, est de l'ordre de 1 % pour la composante B_{tz_a} et est quasi-nulle pour les deux autres composantes B_{tx_a} et B_{ty_a} (voir figure 5.10(b)). Nous pouvons donc en conclure que notre modèle reproduit de manière acceptable les phénomènes magnétiques qui se produisent au sein de notre poussoir. Nous verrons dans le chapitre suivant que cette précision est suffisante pour obtenir un modèle de comportement réaliste du poussoir. La prochaine étape consiste à vérifier la validité de nos hypothèses faites à la section 5.2.3.

³L'erreur relative entre deux valeurs V_1 et V_2 est calculée de la manière suivante : erreur = $\frac{V_1 - V_2}{V_1}$.

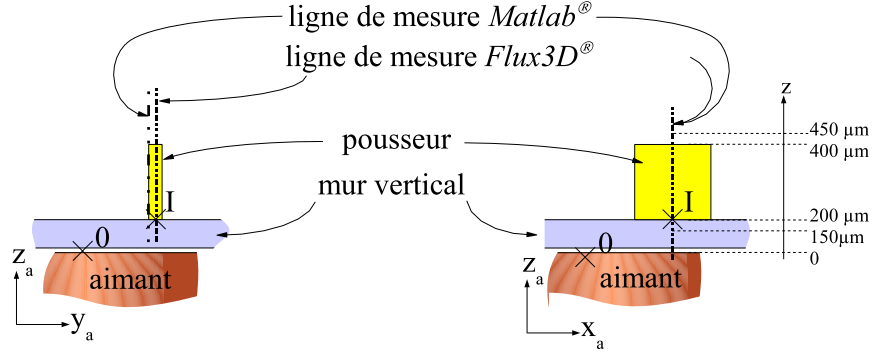


FIG. 5.9 – Position du calcul du champ magnétique total par les modèles *Flux3D*® et *Matlab*®.

5.4.2 Evaluation des hypothèses émises

L'objectif de cette partie est de vérifier la validité de deux des cinq hypothèses de départ :

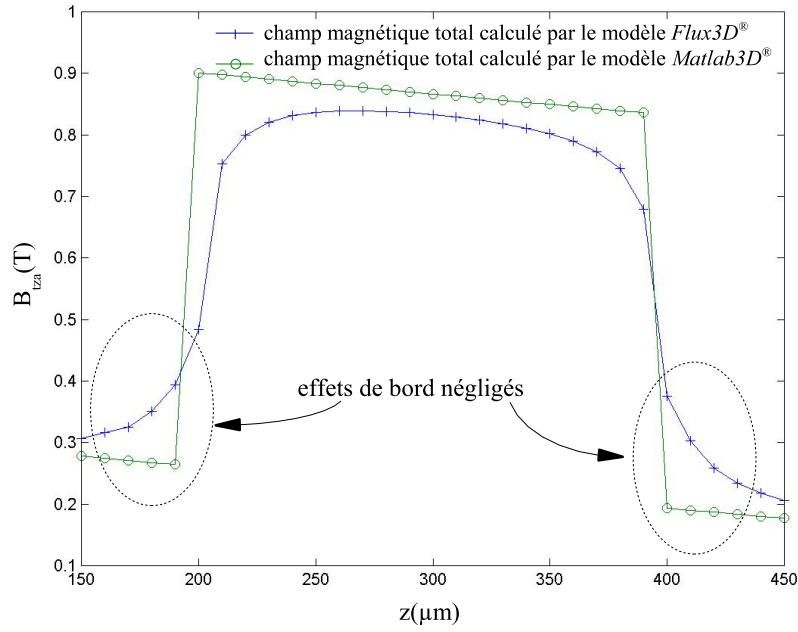
- le vecteur aimantation interne n'est pas systématiquement orienté dans le plan du pousseur ;
- le pousseur est considéré comme étant un plan.

La saturation magnétique du pousseur est vérifiée par la valeur du champ magnétique fourni par l'aimant qui est nettement supérieure à la valeur du champ coercitif du nickel. La conséquence du non-alignement du pousseur sur les lignes du champ magnétique à vide \vec{B}_0 ainsi que l'influence des effets de bords seront traitées dans le chapitre 6 puisque directement liées aux efforts appliqués au pousseur.

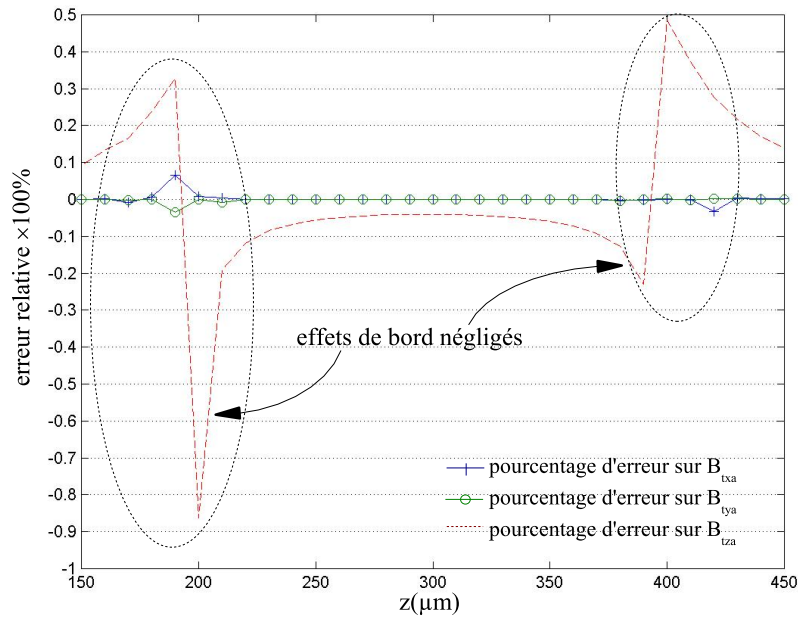
Orientation du vecteur aimantation interne

Dans la section 5.2.3, page 112, nous avons émis l'hypothèse que le vecteur aimantation interne du pousseur \vec{M}_i n'est pas systématiquement compris dans le plan du pousseur. Une simulation avec le modèle *Matlab*® a été effectuée pour vérifier la véracité de cette hypothèse.

La ligne de mesure *Matlab*® illustrée par la figure 5.11 permet d'obtenir les résultats présentés sur les figures 5.12 et 5.13, pages 124 et 125. Le pousseur est positionné au centre de la surface de l'aimant ($OI_{x_a} = OI_{y_a} = 0$), $200 \mu m$ au dessus de cette surface ($OI_{z_a} = 200 \mu m$), cette position induit alors $\alpha = 0^\circ$ (voir figure 5.1, page 108). A partir du principe exposé sur la figure 5.11, nous présentons l'évolution de l'orientation du vecteur \vec{M}_i dans le pousseur à une inclinaison du pousseur donnée $\beta = 20^\circ$ ainsi que l'orientation moyenne de ce même vecteur \vec{M}_i sur tout le pousseur en fonction de l'inclinaison β prise par ce dernier ($-20^\circ < \beta < +20^\circ$).



(a) Résultat des simulations obtenus par *Flux3D*[®] et par le modèle *Matlab*[®].



(b) Erreur constatée entre les résultats issus de la modélisation par éléments finis *Flux3D*[®] et notre modélisation du comportement magnétique du poussoir.

FIG. 5.10 – Comparaison entre les valeurs données par le modèle *Flux3D*[®] et par le modèle *Matlab*[®].

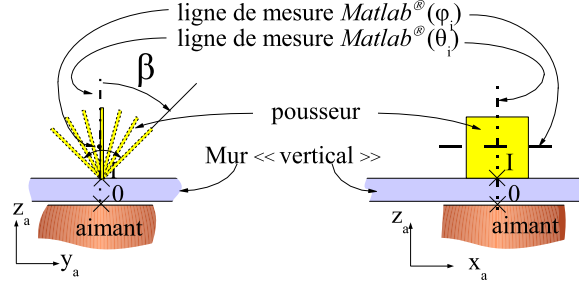


FIG. 5.11 – Variation de l'inclinaison du pousseur afin de visualiser l'évolution de l'orientation du vecteur aimantation interne du pousseur.

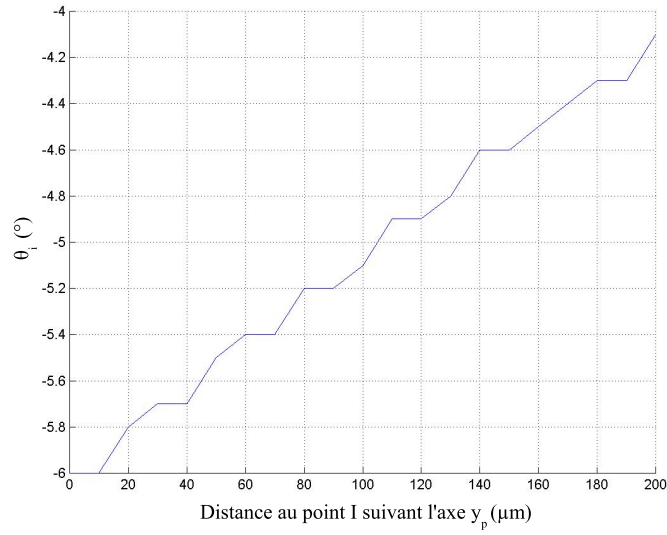
La figure 5.12(a) représente l'évolution de l'angle θ_i sur la ligne de mesure *Matlab*® en fonction de la distance à la base du pousseur dans le repère \mathcal{R}_p . Nous observons d'une part que cet angle n'est pas constant et d'autre part que le vecteur \vec{M}_i n'est pas inclus dans le plan du pousseur ($\theta_i \neq 0^\circ$). La figure 5.12(b) représente l'évolution de l'angle θ_i moyen sur tout le pousseur en fonction de l'inclinaison β prise par le pousseur. Nous constatons également que cet angle n'est pas constant, cependant il s'annule pour une inclinaison donnée du pousseur. Ce qui signifie que le vecteur aimantation \vec{M}_i est compris dans le plan du pousseur pour cette inclinaison à part entière β .

La figure 5.13(a) représente l'évolution de l'angle φ_i en fonction de la distance au centre du pousseur suivant l'axe \vec{x}_p . On constate que l'orientation de \vec{M}_i est symétrique par rapport à l'axe central du pousseur. Cette orientation est induite par la symétrie centrale du champ magnétique à vide \vec{B}_0 généré par l'aimant. La figure 5.13(b) représente l'évolution de l'angle φ_i moyen sur tout le pousseur en fonction de l'inclinaison β prise par le pousseur. Nous constatons que cet angle ne varie pas quelle que soit l'inclinaison α prise par le pousseur.

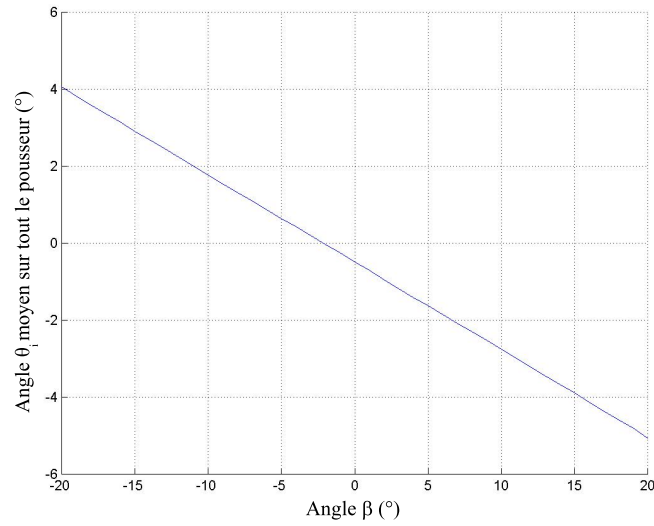
Cette propriété est intéressante afin de simplifier la modélisation. La position d'équilibre du pousseur suivant l'angle α étant principalement déterminée par l'orientation suivant φ_i de l'aimantation interne du pousseur M_i , nous pouvons alors déterminer l'angle α pour une valeur de β quelconque. Cette situation nous dispense donc d'une recherche simultanée des deux angles α et β .

Planéité du pousseur

L'épaisseur nulle du pousseur nous permet de simplifier les calculs en considérant que l'aimantation interne du pousseur \vec{M}_i est fonction des lois de continuité sur la surface S . Afin de vérifier cette hypothèse, pour une position et une orientation quelconques, nous avons extrait les valeurs de l'aimantation sur deux plans parallèles espacés de $20 \mu m$. Chaque plan représente une face du pousseur, il en résulte une variation relative, entre les valeurs issues des deux plans, inférieure à 1% pour l'ensemble des trois composantes

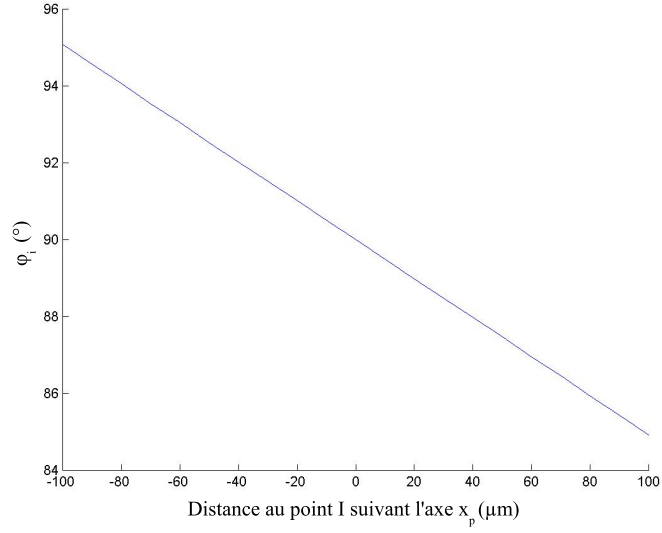


(a) Evolution de l'angle θ_i dans le pousseur pour $OI_{x_a} = 0$, $OI_{y_a} = 0$, $OI_{z_a} = 200\mu m$, $\alpha = 0^\circ$ et $\beta = 20^\circ$.

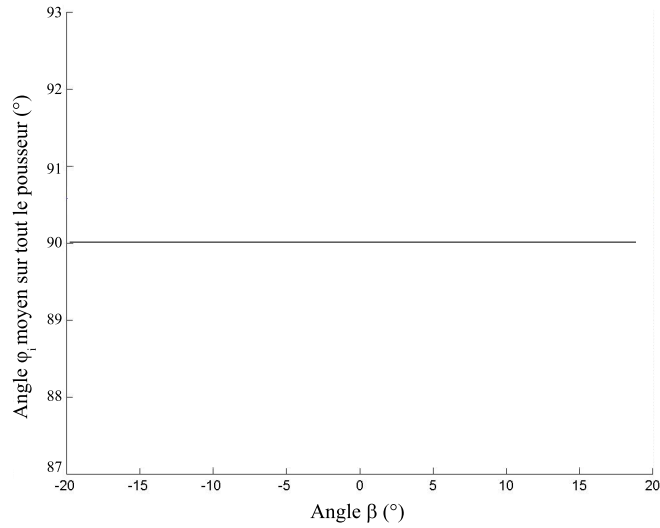


(b) Angle θ_i du vecteur aimantation interne moyen sur tout le pousseur en fonction de l'inclinaison β prise par le pousseur avec $OI_{x_a} = 0$, $OI_{y_a} = 0$, $OI_{z_a} = 200\mu m$ et $\alpha = 0^\circ$.

FIG. 5.12 – Evolution de l'angle θ_i .



(a) Evolution de l'angle φ_i dans le pousseur pour $OI_{x_a} = 0$, $OI_{y_a} = 0$, $OI_{z_a} = 200\mu m$, $\alpha = 0^\circ$ et $\beta = 20^\circ$.



(b) Angle φ_i du vecteur aimantation interne moyen sur tout le pousseur en fonction de l'inclinaison β prise par le pousseur avec $OI_{x_a} = 0$, $OI_{y_a} = 0$, $OI_{z_a} = 200\mu m$ et $\alpha = 0^\circ$.

FIG. 5.13 – Evolution de l'angle φ_i .

du vecteur aimantation. Nous pouvons donc en conclure que l'hypothèse, qui est de considérer notre poussoir comme un plan sans épaisseur, est valide.

Conclusion sur l'évaluation des hypothèses

La vérification de nos hypothèses est effectuée à l'aide du modèle *Matlab*[®], validées par comparaison avec le logiciel de simulation *Flux3D*[®]. Notre modèle nous permet de constater que :

- l'orientation du vecteur aimantation \vec{M}_i n'est pas homogène dans tout le poussoir ;
- le vecteur \vec{M}_i n'est pas systématiquement contenu dans le plan formé par le poussoir ;
- le poussoir peut être considéré comme un objet plan ;
- quelle que soit la valeur de l'angle β , la valeur de l'angle α à l'équilibre du poussoir est invariante.

Gain de temps engendré par notre modélisation

La détermination des efforts subis par le poussoir peut être directement donnée avec *Flux3D*[®]. Cependant, cette opération demande quelques minutes par position du poussoir. Or, nous jugeons ce temps de calcul trop important par rapport à nos critères d'utilisation.

Notre modélisation réalise la même opération en 2 à 3 secondes, la valeur du champ magnétique à vide \vec{B}_0 étant déterminée en pré-traitement par *Flux3D*[®].

A titre d'exemple, le calcul de l'aimantation interne du poussoir requiert quelques secondes de traitement avec le modèle *Matlab*[®]. La même opération réalisée avec *Flux3D*[®] demande quelques minutes. Il est alors facile d'appréhender le gain de temps effectué lorsqu'il faut réitérer l'opération sur un grand nombre de positions du poussoir.

Ces opérations ont été réalisées pour un poussoir parallélépipédique carré de 200 μm de côté (10 μm entre chaque point soit 441 points sur tout le poussoir). Les positions du point I appartenant au poussoir couvrent une surface carrée de 1.3 mm de côté centrée à 200 μm au dessus du point O appartenant à l'aimant (10 μm entre chaque position soit 17161 positions pour le poussoir). Les calculs ont été réalisés sous *Matlab*[®] R11.1 sur un Pentium IV 2.8GHz, 512 Mo de RAM.

5.5 Conclusion du chapitre

Le chapitre précédent nous a permis de présenter l'approche retenue pour obtenir le champ magnétique au dessus de l'aimant ainsi que la modélisation numérique du comportement dynamique du poussoir. Cette modélisation est divisée en trois blocs où chacun d'eux représente une étape de la modélisation.

Les hypothèses que nous avons posées, autres que celles émises par Gauthier [48], ont pour objectifs d'adapter la modélisation au *WIMS2* ainsi que d'élargir son champ applicatif à d'autres formes de pousseurs et de champs magnétiques.

En utilisant les lois générales de la physique, nous avons montré dans ce chapitre que le bloc *magnétique* permet d'obtenir la valeur de l'aimantation interne du pousseeur \vec{M}_i en fonction de la position et de l'orientation du pousseeur vis-à-vis de la source magnétique.

La confrontation du modèle *Matlab*[®] avec la modélisation *Flux3D*[®] nous a permis de valider le travail effectué. Notre modélisation est certes moins précise que celle par éléments finis mais nous montrons dans le chapitre 6 que notre modélisation est suffisamment précise pour répondre à nos critères d'utilisation. De plus, elle permet un gain de temps considérable.

Les informations fournies par le bloc *magnétique* permettent au bloc *effort*, développé dans le chapitre suivant, de déterminer les efforts magnétique et mécanique subis par le pousseeur afin de déterminer sa position et son orientation d'équilibre.

Chapitre 6

Comportement dynamique du pousseur

Le comportement magnétique du pousseur, présenté dans le chapitre précédent, est modélisé par le bloc magnétique qui permet de déterminer l'aimantation interne du pousseur. Cette valeur de l'aimantation interne permet, par la suite, de définir le comportement dynamique du pousseur. Ce comportement est modélisé par les blocs effort et dynamique qui déterminent respectivement les efforts mécaniques d'origine magnétique subis par le pousseur ainsi que son comportement dynamique en fonction des mouvements de l'aimant et de la réaction du porte-échantillons.

Le premier point abordé dans ce chapitre présente la répartition des opérations réalisées par ces deux blocs. Les deux points suivants décrivent les équations, le fonctionnement ainsi que les résultats issus des blocs effort et dynamique.

6.1 Fonctionnalité des blocs *effort* et *dynamique*

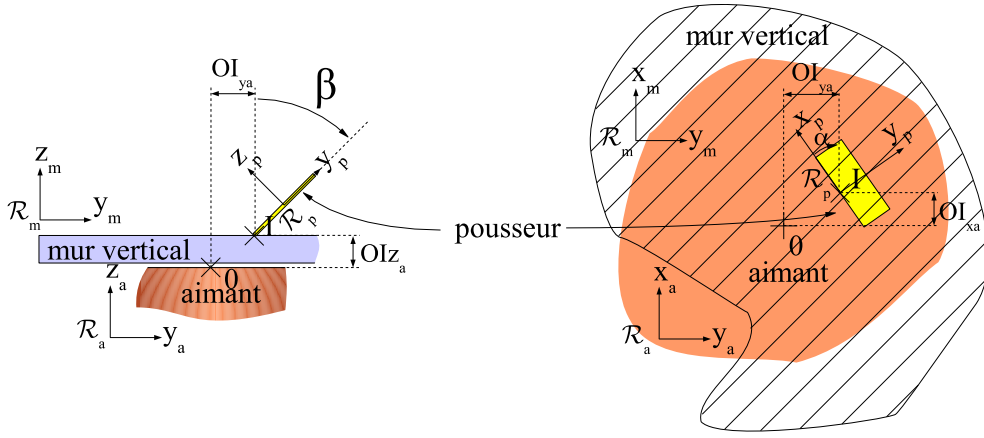
L'objectif de cette section est de définir le rôle des deux blocs *effort* et *dynamique* présentés en détail dans les sections 6.2 et 6.3. Le rôle de ces deux blocs fonctionnels est de déterminer la position du pousseur (x_p, y_p) en fonction de la position spatiale de l'aimant $(x_a, y_a, \alpha, \beta)$. Pour cela, nous devons introduire un repère supplémentaire. Ce repère galiléen est celui associé au mur vertical, nommé \mathcal{R}_m et illustré par la figure 6.1.

6.1.1 Etude dynamique du pousseur

L'objectif de cette section est de présenter le comportement dynamique général du pousseur.

Mouvements du pousseur

Durant la phase de mouvements de l'aimant, le pousseur génère trois mouvements :
– une rotation α d'axe z_a autour du point I (voir figure 6.1) ;

FIG. 6.1 – Repère \mathcal{R}_m associé au mur vertical

- une rotation β d'axe x_p autour du point I ;
- une translation dans le plan (\vec{x}_m, \vec{y}_m) .

Ces mouvements sont induits par des efforts d'origine magnétique et des conditions de frottements entre le pousseur et le mur. Les efforts magnétiques sont à l'origine du comportement en rotation et en translation du pousseur. Les conditions de frottement induisent le phénomène de *stick-slip* durant la translation du pousseur (avance par saccades du pousseur).

Influence des efforts mécaniques d'origine magnétique

Pour chaque élément de surface dS du pousseur, le champ magnétique à vide \vec{B}_0 engendre au sein du pousseur deux efforts¹[20] :

- une force magnétique élémentaire \vec{dF}_m (relation 6.1) ;
- un couple magnétique élémentaire $\vec{d\Gamma}_m$ (relation 6.2).

$$\vec{dF}_m = \vec{\nabla} (\vec{M}_i \cdot \vec{B}_0) \cdot dS \quad (6.1)$$

$$\vec{d\Gamma}_m = \vec{M}_i \wedge \vec{B}_0 \cdot dS \quad (6.2)$$

Les conséquences de ces efforts sur le comportement du pousseur sont doubles. Le pousseur subit à la fois l'action d'un effort en translation dû à la force magnétique \vec{F}_m ;

¹L'existence de ce phénomène est expliqué Annexe A.3, page 173.

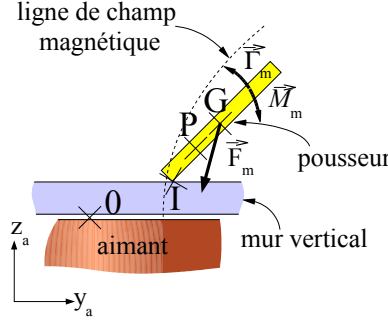


FIG. 6.2 – Efforts engendrés par l'aimant sur le pousseur

et d'un effort en rotation dû au couple magnétique $\vec{\Gamma}_m$ (voir figure 6.2) :

$$\vec{F}_m = e \times \int_S d\vec{F}_m \quad (6.3)$$

$$\vec{\Gamma}_m = e \times \int_S d\vec{\Gamma}_m \quad (6.4)$$

avec e l'épaisseur du pousseur.

La force magnétique \vec{F}_m étant un produit scalaire (voir la relation 6.3), elle s'annule quand les vecteurs champ magnétique \vec{B}_0 et aimantation interne du pousseur \vec{M}_i sont perpendiculaires. Le couple magnétique $\vec{\Gamma}_m$ étant un produit vectoriel (voir la relation 6.4), il s'annule quand les deux vecteurs champ magnétique à vide \vec{B}_0 et aimantation interne du pousseur \vec{M}_i sont colinéaires.

Ces deux efforts étant antagonistes, ils sont à l'origine de la position d'équilibre en orientation du pousseur. Cette position dépend de l'équilibre entre le couple magnétique $\vec{\Gamma}_m$ et le moment des forces magnétiques $\vec{\mathcal{M}}_m$ (calculé au point I et induit par la force magnétique \vec{F}_m , voir figure 6.2 ainsi que la relation 6.5) :

$$\vec{\mathcal{M}}_m = \int_V \vec{PI} \wedge \vec{F}_m(P).dV \quad (6.5)$$

avec : $\begin{cases} \vec{PI} : \text{distance entre le point } P, \text{ appartenant au pousseur, et le point } I \\ \vec{F}_m(P) : \text{force magnétique appliquée au point } P \\ V : \text{le volume du pousseur} \end{cases}$

La résultante des efforts de frottement ayant pour point d'application I , son moment en I est nul. De plus, nous négligeons le moment des forces extérieures. Les angles α et β à l'équilibre correspondent alors à l'égalité entre couple magnétique $\vec{\Gamma}_m$ et le moment des forces magnétiques $\vec{\mathcal{M}}_m$, soit à l'annulation du couple total $\vec{\Gamma}_t$:

$$\vec{\Gamma}_t = \vec{\Gamma}_m + \vec{\mathcal{M}}_m = \vec{0} \quad (6.6)$$

Le couple magnétique $\vec{\Gamma}_m$ ainsi que le moment des forces magnétiques $\vec{\mathcal{M}}_m$ sont fonction de la dimension caractéristique l du pousseur. En effet le couple magnétique $\vec{\Gamma}_m$ est une fonction volumique (l^3) et le moment des forces magnétiques $\vec{\mathcal{M}}_m$ est le produit d'une fonction volumique (la force magnétique \vec{F}_m) par une distance (la distance entre le point de calcul P et le point I), ce qui en fait une fonction en l^4 . La conséquence de ce rapport entre les deux grandeurs est que pour une diminution des dimensions du pousseur donnée, le moment des forces magnétiques $\vec{\mathcal{M}}_m$ diminue plus fortement que le couple magnétique $\vec{\Gamma}_m$. La conséquence physique est, pour un champ magnétique donné, que plus le pousseur possède des dimensions réduites et plus il se rapproche de l'orientation des lignes du champ magnétique à vide \vec{B}_0 . *A contrario*, plus ses dimensions sont importantes et plus il a tendance à se plaquer contre le mur (l'angle β se rapproche de $\frac{\pi}{2}$). Nous verrons par la suite que ce comportement est vérifié par la modélisation et également expérimentalement.

Le comportement dynamique en rotation du pousseur (α, β) est donc déterminé uniquement par les efforts mécaniques d'origine magnétique \vec{F}_m et $\vec{\Gamma}_m$.

La force magnétique \vec{F}_m influe également sur le comportement dynamique en translation du pousseur. En effet, cette force est à l'origine des mouvements du pousseur dans le plan du mur (\vec{x}_m, \vec{y}_m) . Ces mouvements dépendent également des conditions de frottements déterminées dans la section suivante et qui engendrent le phénomène de *stick-slip*.

Influence des efforts de frottement

Dans la suite de cette section, nous nommons \vec{F}_{ext} la somme de toutes les forces non magnétiques subies par le pousseur.

En contact avec le mur vertical, le pousseur subit les forces de frottement. Ces forces de frottement sont représentées par un vecteur caractérisé par (voir figure 6.3) :

- une composante normale $\vec{F}_{fN} \cdot \vec{z}_m$ perpendiculaire à la surface de contact, de même valeur que la force magnétique normale $\vec{F}_m \cdot \vec{z}_m$ mais de signe opposé (relation 6.7) ;

$$\vec{F}_{fN} \cdot \vec{z}_m = -\vec{F}_m \cdot \vec{z}_m \quad (6.7)$$

- une composante tangentielle \vec{F}_{fT} décomposable en deux composantes F_{fTy} et F_{fTx} .

Afin de décrire les phénomènes qui s'appliquent sur le pousseur, nous allons différencier deux comportements :

- le point I est immobile, le pousseur n'a qu'un mouvement de rotation autour de ce point ;

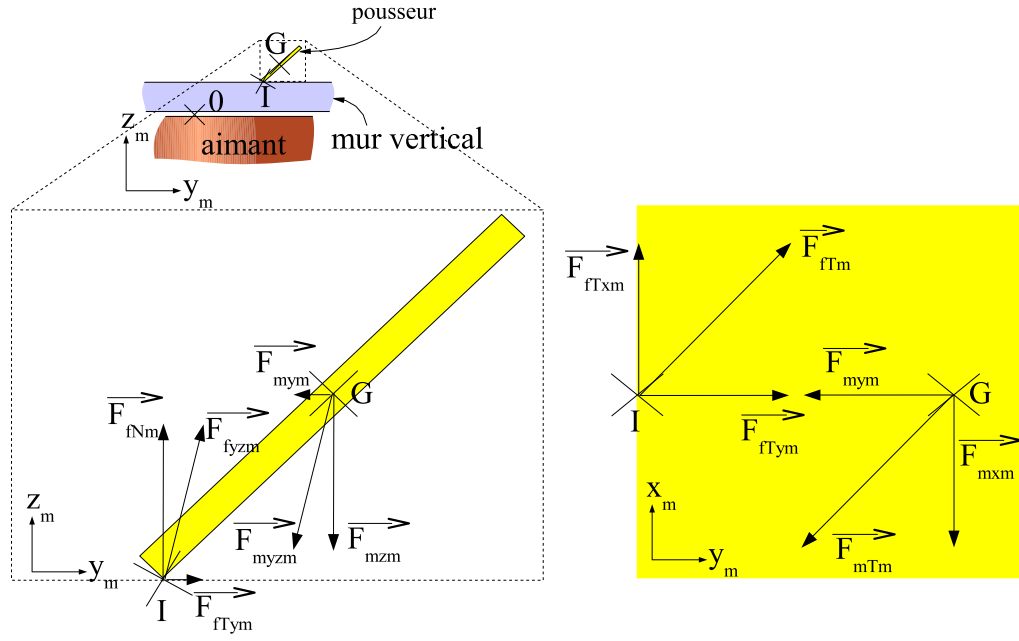


FIG. 6.3 – Efforts subis par le pousseur pendant le mouvement en vue de côté et en vue de dessus.

- le point I se déplace, le pousseur a également un mouvement de translation par rapport au mur vertical.

Si le pousseur est immobile, la composante tangentielle de la force de frottement $\overrightarrow{F_{fT}}$ est inférieure au produit du coefficient d'adhérence² f_a par la composante normale de la force de frottement $\overrightarrow{F_{fN}}$ (voir la relation 6.8) :

$$\|\overrightarrow{F_{fT}}\| < -f_a \times \|\overrightarrow{F_{fN}}\| \quad (6.8)$$

Tant que cette composante tangentielle est inférieure au produit $f_a \times \|\overrightarrow{F_{fN}}\|$, la force de frottement tangentielle $\overrightarrow{F_{fT}}$ est égale à la somme des composantes tangentielles de la force magnétique $\overrightarrow{F_m}$ et des composantes tangentielles des forces extérieures $\overrightarrow{F_{ext}}$ (relation 6.9) :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{F_{fT}} \cdot \overrightarrow{x_m} &= -(\overrightarrow{F_m} \cdot \overrightarrow{x_m} + \overrightarrow{F_{ext}} \cdot \overrightarrow{x_m}) \\ \overrightarrow{F_{fT}} \cdot \overrightarrow{y_m} &= -(\overrightarrow{F_m} \cdot \overrightarrow{y_m} + \overrightarrow{F_{ext}} \cdot \overrightarrow{y_m}) \end{aligned} \quad (6.9)$$

²Coefficient de frottement statique.

Si la norme de la composante tangentielle devient supérieure au produit $f_a \times \|\overrightarrow{f_{fN}}\|$, le poussoir débute son mouvement.

Quand le poussoir est en mouvement suivant la direction du vecteur vitesse \overrightarrow{V} , le module de la composante tangentielle de la force de frottement est égal au produit du coefficient de frottement³ f_f ($f_f \leq f_a$) par la composante normale de la force de frottement $\|\overrightarrow{F_{fN}}\|$ (relation 6.10).

$$\overrightarrow{F_{fT}} = -f_f \times \|\overrightarrow{F_{fN}}\| \cdot \overrightarrow{n_v} \quad (6.10)$$

avec $\overrightarrow{n_v}$ vecteur unitaire de la vitesse \overrightarrow{V} défini par :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{V} &= \|\overrightarrow{V}\| \cdot \overrightarrow{n_v} = \overrightarrow{V_x} + \overrightarrow{V_y} \\ \Rightarrow \sqrt{\dot{x}_m^2 + \dot{y}_m^2} \cdot \overrightarrow{n_v} &= \dot{x}_m \cdot \overrightarrow{x_m} + \dot{y}_m \cdot \overrightarrow{y_m} \\ \Rightarrow \overrightarrow{n_v} &= \frac{\dot{x}_m}{\sqrt{\dot{x}_m^2 + \dot{y}_m^2}} \cdot \overrightarrow{x_m} + \frac{\dot{y}_m}{\sqrt{\dot{x}_m^2 + \dot{y}_m^2}} \cdot \overrightarrow{y_m} \end{aligned} \quad (6.11)$$

Le principe fondamental de la dynamique permet de déterminer le comportement dynamique du poussoir en fonction des mouvements de l'aimant (relation 6.12).

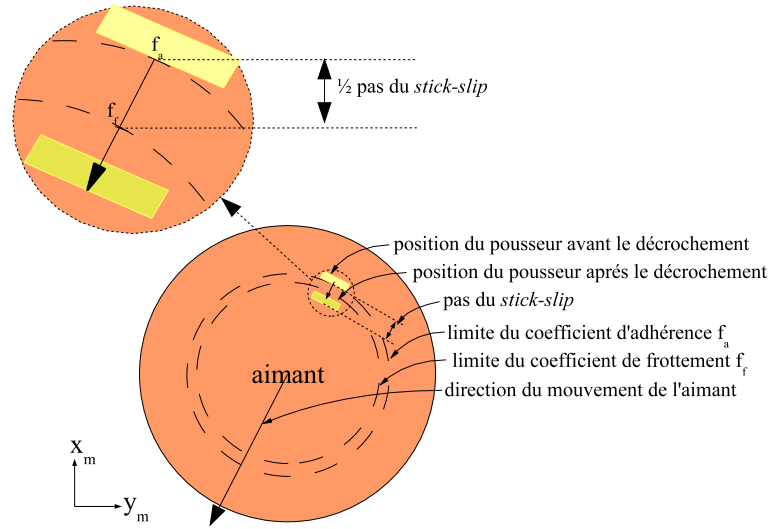
$$\begin{aligned} &\begin{cases} F_{mx_m} + F_{extx_m} + F_{fTx_m} = m\ddot{x}_m \\ F_{my_m} + F_{exty_m} + F_{fTy_m} = m\ddot{y}_m \end{cases} \\ \Rightarrow &\begin{cases} F_{mx_m} + F_{extx_m} - f_f \times \left\| \frac{\overrightarrow{F_{fN}}}{\|\overrightarrow{F_{fN}}\|} \right\| \cdot \overrightarrow{n_v} \cdot \overrightarrow{x_m} = m\ddot{x}_m \\ F_{my_m} + F_{exty_m} - f_f \times \left\| \frac{\overrightarrow{F_{fN}}}{\|\overrightarrow{F_{fN}}\|} \right\| \cdot \overrightarrow{n_v} \cdot \overrightarrow{y_m} = m\ddot{y}_m \end{cases} \\ \Rightarrow &\begin{cases} x_m = \frac{1}{m} \iint \left(F_{mx_m} + F_{extx_m} - f_f \times \left\| \frac{\overrightarrow{F_{fN}}}{\|\overrightarrow{F_{fN}}\|} \right\| \cdot \overrightarrow{n_v} \cdot \overrightarrow{x_m} \right) \cdot dx + \dot{x}_m(0)t + x_m(0) \\ y_m = \frac{1}{m} \iint \left(F_{my_m} + F_{exty_m} - f_f \times \left\| \frac{\overrightarrow{F_{fN}}}{\|\overrightarrow{F_{fN}}\|} \right\| \cdot \overrightarrow{n_v} \cdot \overrightarrow{y_m} \right) \cdot dy + \dot{y}_m(0)t + y_m(0) \end{cases} \end{aligned} \quad (6.12)$$

avec :

- F_{extx_m} et F_{exty_m} les composantes sur $\overrightarrow{x_m}$ et $\overrightarrow{y_m}$ de F_{ext} la somme des forces non magnétiques ;
- F_{fTx_m} et F_{fTy_m} les composantes sur $\overrightarrow{x_m}$ et $\overrightarrow{y_m}$ de F_{fT} la force de frottement tangentielle ;
- (x_m, y_m) la position du poussoir dans le repère Galiléen \mathcal{R}_m .

La relation 6.11 permet de mettre en évidence le couplage entre x_m et y_m effectué par l'intermédiaire de $\overrightarrow{n_v}$. En effet, le rôle de $\overrightarrow{n_v}$ n'est pas directement accessible dans la relation 6.12.

³Coefficient de frottement dynamique

FIG. 6.4 – Phénomène de *stick-slip*

Les relations 6.9 et 6.12 définissent respectivement le comportement du pousseur lorsque le point I est immobile et lorsque le point I est en mouvement. La relation 6.8 définit la condition sur laquelle I reste immobile.

Si $f_f \neq f_a$, le phénomène de *stick-slip* apparaît. Ce phénomène se traduit par une avance saccadée du pousseur. Quand la source du champ magnétique se déplace, le pousseur reste immobile jusqu'à atteindre le point où les efforts extérieurs surpassent les forces d'adhérence. L'inégalité 6.8 n'est donc plus valable, le pousseur se met en mouvement en vérifiant la relation 6.12. Le pousseur subit alors une très forte accélération jusqu'à retrouver une position d'équilibre statique (voir figure 6.4).

Sur la figure 6.4, il apparaît que le point d'arrivée du pousseur est symétrique au point de départ par rapport à la limite du coefficient de frottement f_f [48]. Expérimentalement, l'identification de f_a s'effectue à l'aide de la position où le pousseur débute son mouvement ainsi que des forces calculées par le modèle *Matlab*®. L'identification de f_f s'effectue à l'aide de f_a et du pas du phénomène de *stick-slip*.

Le phénomène de *stick-slip* joue un rôle prédominant sur le contrôle de la trajectoire du pousseur. En effet, la précision du dispositif est liée à l'amplitude de ce phénomène puisque le *stick-slip* génère un mouvement saccadé du pousseur.

L'amplitude du phénomène de *stick-slip* est proportionnelle à la différence relative entre les coefficients de frottement et d'adhérence (f_f et f_a). Cette différence dépend exclusivement de l'état de surface du mur vertical.

Le comportement dynamique en translation du pousseur est donc conditionné par l'équilibre entre la force magnétique \vec{F}_m et les forces de frottements induites par les conditions de frottements.

Comportement dynamique du pousseur

Nous pouvons considérer le comportement dynamique général du pousseur comme la superposition de trois comportements dynamiques élémentaires. Ces trois comportements élémentaires sont :

- le comportement dynamique en rotation α d'axe z_a autour de I ;
- le comportement dynamique en rotation β d'axe x_p autour de I ;
- le comportement dynamique en translation dans le plan du mur (\vec{x}_m, \vec{y}_m) .

Dans cette section, nous montrons que le comportement dynamique en rotation du pousseur (α et β) peut être négligé devant le comportement dynamique en translation du pousseur. Pour cela, nous comparons les différentes constantes de temps de chaque mouvement⁴, ces valeurs sont répertoriées dans le tableau B.1.

Mouvement du pousseur	Valeur de la constante τ
Rotation α d'axe \vec{z}_a autour de I	$45 \times 10^{-6} \text{ s}$
Rotation β d'axe \vec{x}_p autour de I	$37 \times 10^{-6} \text{ s}$
Translation dans le plan (\vec{x}_m, \vec{y}_m)	$930 \times 10^{-6} \text{ s}$

TAB. 6.1 – Constante de temps des mouvements du pousseur

Les constantes de temps correspondant aux comportements dynamiques en rotation α et β du pousseur sont négligeables devant la constante de temps du comportement dynamique en translation dans le plan (\vec{x}_m, \vec{y}_m) . Le comportement dynamique général du pousseur à chaque instant t peut alors se réduire à son comportement dynamique en translation. En effet, nous posons l'hypothèse que la position d'équilibre en rotation (α, β) du pousseur est atteinte instantanément. La détermination de la position d'équilibre en rotation du pousseur peut alors s'effectuer en mode quasi-statique.

6.1.2 Liens entre les blocs *effort* et *dynamique*

La détermination des deux comportements identifiés dans la section précédente s'effectue dans deux blocs distincts. Le premier, le bloc *effort*, a pour fonction de déterminer la position angulaire à l'équilibre du pousseur ainsi que les efforts qu'il subit. Le second, le bloc *dynamique*, a pour fonction de déterminer la position du pousseur dans le plan (\vec{x}_m, \vec{y}_m) à chaque instant t en fonction des mouvements de l'aimant.

⁴La méthode employée pour déterminer les constantes de temps est basée sur le modèle présenté annexe B.3, page 179

Principe de fonctionnement du bloc *effort*

Afin de fournir la position angulaire à l'équilibre du pousseur ($\alpha(OI_{x_a}, OI_{y_a}, OI_{z_a})$, $\beta(OI_{x_a}, OI_{y_a}, OI_{z_a})$) ainsi que la force magnétique ($F_m(OI_{x_a}, OI_{y_a}, OI_{z_a}, \alpha, \beta)$) qu'il subit, le bloc *effort* résout le principe fondamental de la statique appliqué à la rotation du pousseur :

$$\vec{\Gamma}_t(OI_{x_a}, OI_{y_a}, OI_{z_a}, \alpha, \beta) = \vec{0} \quad (6.13)$$

La valeur du couple total $\vec{\Gamma}_t(OI_{x_a}, OI_{y_a}, OI_{z_a}, \alpha, \beta)$ est déterminée à partir de la valeur de l'aimantation interne du pousseur \vec{M}_i fournie par le bloc magnétique ainsi que de la valeur du champ magnétique à vide \vec{B}_0 fournie par *Flux3D*[®]. L'équation 6.13 permet de déterminer les angles α et β à l'équilibre du pousseur pour une position du point I donnée.

Le bloc *effort*, tout comme le bloc *magnétique*, ne dépend pas du comportement dynamique du pousseur. Ces deux étapes peuvent alors s'effectuer en pré-traitement à la tâche de modélisation du comportement dynamique en translation du pousseur. Il est ainsi possible de prédéterminer la position angulaire à l'équilibre du pousseur ($\alpha(OI_{x_a}, OI_{y_a}, OI_{z_a})$, $\beta(OI_{x_a}, OI_{y_a}, OI_{z_a})$) ainsi que la force magnétique en tout point I compris dans le plan (\vec{x}_a, \vec{y}_a) ($F_m(OI_{x_a}, OI_{y_a}, OI_{z_a}, \alpha, \beta)$). La description du bloc *effort* est établie dans la section 6.2.

Principe de fonctionnement du bloc *dynamique*

Afin de fournir la position du pousseur dans le plan (\vec{x}_m, \vec{y}_m) à chaque instant t , le bloc *dynamique* utilise le principe fondamental de la dynamique appliqué à la translation du pousseur :

$$\vec{F}_m + \vec{F}_{ext} + \vec{F}_{fT} = m \cdot \vec{a} \quad (6.14)$$

avec :

$$\begin{cases} \vec{F}_{ext} : \text{la somme des forces non magnétiques} \\ \vec{F}_{fT} : \text{la force de frottement tangentielle} \\ m : \text{la masse du pousseur} \\ \vec{a} : \text{l'accélération du pousseur} \\ F_{fT} < n \times F_{fN} \end{cases}$$

Il est à remarquer que le bloc *dynamique* utilise uniquement la valeur de la force magnétique \vec{F}_m délivrée par le bloc *effort*.

6.1.3 Conclusion sur les blocs *effort* et *dynamique*

Du comportement dynamique général du pousseur, nous avons déduit :

- un comportement quasi-statique afin de déterminer la position angulaire à l'équilibre du pousseur ;

- un comportement dynamique afin de déterminer la position dans le plan du mur (\vec{x}_m, \vec{y}_m) du pousseur à chaque instant t .

Ces deux comportements sont respectivement traités dans les blocs *effort* et *dynamique*.

Le bloc *effort* est capable de calculer tous les efforts subis par le pousseur pour une position et une orientation donnée $(\vec{F}_m(OI_{x_a}, OI_{y_a}, OI_{z_a}, \alpha, \beta), \vec{\Gamma}_m(OI_{x_a}, OI_{y_a}, OI_{z_a}, \alpha, \beta))$. A partir de ceux-ci, ce bloc détermine, dans une phase de pré-traitement, la position angulaire à l'équilibre du pousseur et la force magnétique qu'il subit $(\alpha(OI_{x_a}, OI_{y_a}, OI_{z_a}), \beta(OI_{x_a}, OI_{y_a}, OI_{z_a}), \vec{F}_m(OI_{x_a}, OI_{y_a}, OI_{z_a}))$.

Le bloc *dynamique* permet de déterminer la position du pousseur dans le plan (\vec{x}_m, \vec{y}_m) à chaque instant t en fonction des mouvements de l'aimant. Cette position est déterminée à l'aide de la force magnétique $\vec{F}_m(OI_{x_a}, OI_{y_a}, OI_{z_a})$ pré-calculée.

L'implémentation algorithmique ainsi que les résultats obtenus avec le principe que nous venons d'exposer sont présentés dans les deux sections suivantes.

6.2 Bloc *effort*

L'objectif de cette section est de présenter l'implémentation algorithmique ainsi que les résultats obtenus par le bloc *effort*.

6.2.1 Recherche de la position angulaire à l'équilibre du pousseur

Principe

Afin de déterminer la position angulaire à l'équilibre du pousseur caractérisée par α et β , nous procédons en deux phases :

- la première phase détermine la valeur de l'angle α pour $\beta = 0^\circ$;
- la seconde phase détermine l'angle β avec la valeur de l'angle α prédéterminée.

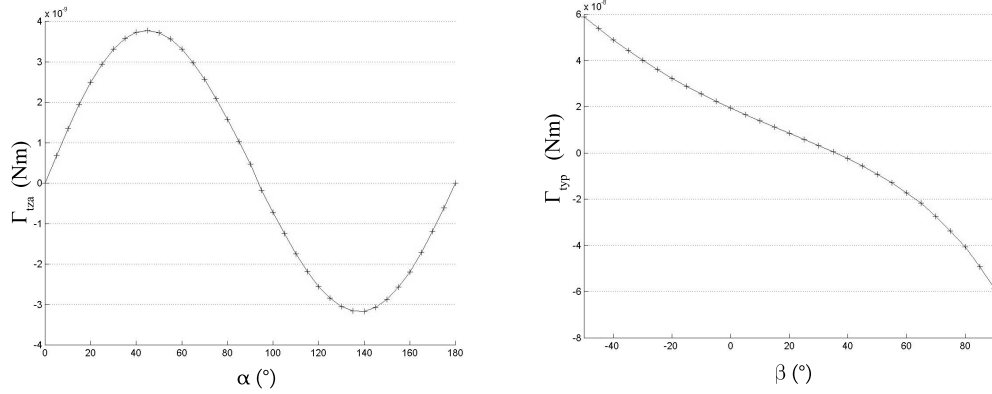
Cette technique fait suite à l'observation des résultats obtenus à partir du modèle *Matlab*[®]. En effet, en faisant varier la valeur de l'angle β pour une position quelconque du pousseur, l'angle à l'équilibre α reste constant à $0, 1^\circ$ près.

Algorithme

La recherche de l'orientation à l'équilibre du pousseur dépend de l'évolution du couple total $\vec{\Gamma}_t$ que subit le pousseur en fonction de son orientation.

L'évolution du couple total Γ_{tz_a} en fonction de l'orientation α prise par le pousseur au point I est de forme sinusoïdale (voir figure 6.5(a)). La valeur de l'angle α à l'équilibre du pousseur est déterminée lorsque le couple total Γ_{tz_a} s'annule. Afin de déterminer cette valeur de l'angle α , nous utilisons la méthode de la *fausse position* ou *Regula Falsi*⁵ qui associe les possibilités de la méthode de dichotomie ainsi que de la méthode de la sécante.

⁵Cette méthode est décrite Annexe B.1, page 175



(a) Evolution du couple magnétique total subit par le pousseur en fonction de l'orientation α .

(b) Evolution du couple magnétique total subit par le pousseur en fonction de l'orientation β .

FIG. 6.5 – Evolution du couple magnétique subit par le pousseur en fonction de son orientation.

De manière générale, il existe deux valeurs possibles pour l'angle α lors de la recherche sur $[0; 180^\circ]$. Ces deux solutions sont modulo 90° , suivant que l'équilibre est déterminé sur la « face » ou sur la « tranche » du pousseur (voir figure 6.6(a)). La position stable se situe sur une phase descendante de l'évolution de Γ_{tza} ⁶. Le modèle *Matlab*[®] détermine donc les deux points A et B tels que (voir figure 6.6(b)) :

- $A > 0$;
- $B < 0$;
- $\alpha(A) < \alpha(B)$.

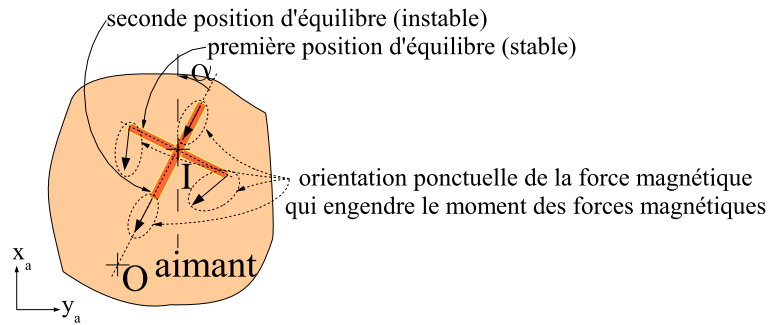
La recherche de l'angle α s'effectue alors sur l'intervalle $[A, B]$.

Une fois la valeur de l'angle α déterminé, l'angle β est calculé par le modèle *Matlab*[®]. L'évolution du couple totale Γ_{txp} en fonction de l'angle β est monotone et change de signe (voir figure 6.5(b)). La technique employée afin de déterminer la valeur de β est similaire à celle utilisée pour déterminer la valeur de l'angle α .

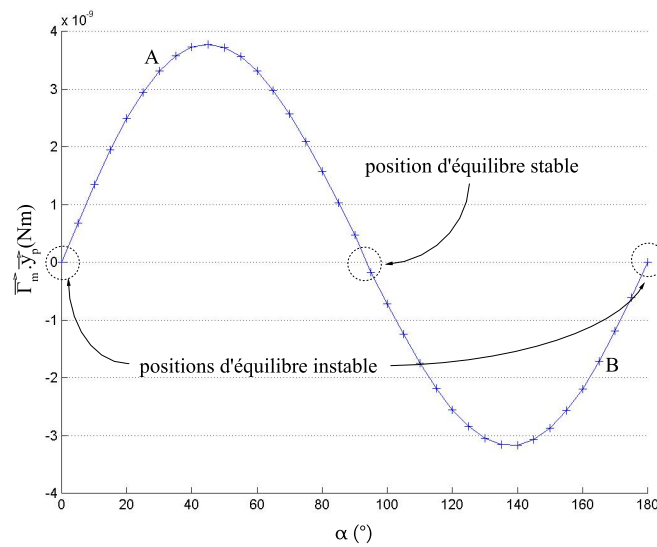
En conclusion, une fois l'orientation du pousseur déterminée, le bloc *effort* fournit comme valeur de sortie :

- la valeur de l'angle α ;
- la valeur de l'angle β ;
- les valeurs des trois composantes de la force magnétique $\overrightarrow{F_{ma}}$.

⁶La démonstration de ce phénomène est effectuée Annexe B.2, page 177



(a) Deux positions d'équilibre possibles : la première position d'équilibre est stable contrairement à la seconde. Les efforts sont induits par le gradient du champ magnétique entre le centre O de l'aimant et la position du pousseur I .



(b) Emplacement des positions d'équilibre stable et instable du pousseur, position des points A et B en préambule à la méthode de la fausse position.

FIG. 6.6 – Recherche de la position d'équilibre stable α du pousseur.

6.2.2 Validation des résultats du modèle *Matlab*[®]

Afin de valider le modèle *Matlab*[®], nous procédons en trois étapes :

- visualisation de l'impact des hypothèses magnétiques posées sur la valeur des efforts calculés ;
- confrontation des valeurs des efforts issus du modèle *Matlab*[®] aux valeurs expérimentales ;
- vérification des angles α et β donnés par le modèle *Matlab*[®].

Impact des hypothèses magnétiques

Les hypothèses magnétiques que nous avons posées dans la section 5.2.3, page 112 induisent une différence de résultats entre le modèle *Matlab*[®] et la modélisation *Flux3D*[®]. Notre objectif dans cette section est de déterminer l'impact de ces différences sur la valeur des efforts calculés. Afin de réaliser cette opération, nous utilisons le même algorithme de calcul d'efforts en utilisant successivement l'aimantation interne \vec{M}_i calculée par *Flux3D*[®] puis par le modèle *Matlab*[®].

La grandeur choisie pour évaluer l'influence de nos hypothèses magnétiques est la composante suivant l'axe \vec{z}_a de la force magnétique \vec{F}_m . Ce choix est basé sur le fait que cette composante est prédominante devant les deux autres dans la zone de travail du poussoir. De plus la mesure expérimentale de cette composante est la plus aisée et la plus fiable à mettre en place.

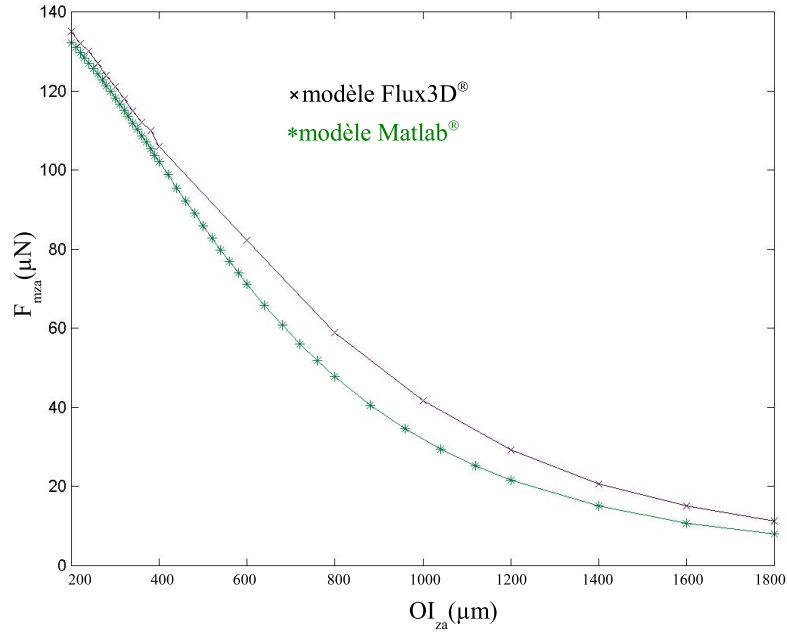
La figure 6.7(a) expose l'évolution de la valeur de la force magnétique F_{mz_a} calculée par le modèle *Matlab*[®] puis par le modèle *Flux3D*[®]. Nous constatons que l'évolution générale est commune aux deux courbes avec une différence quasi constante. La force magnétique étant proportionnelle au gradient du champ magnétique, la différence constatée provient du gradient de champ plus faible pour le modèle *Matlab*[®] que pour le modèle *Flux3D*[®]. En effet, nous pensons que cette différence de gradient est induite par le fait que nous négligeons les effets de bord sur la tranche du poussoir, effets générant un gradient supplémentaire.

Cependant l'erreur relative entre ces deux valeurs étant faible, nous considérons que notre modélisation du comportement magnétique du poussoir est suffisante. En effet, celle-ci est de $15 \mu N$ pour un point I distant de $400 \mu m$ suivant l'axe \vec{z}_a de la surface de l'aimant, soit à la distance d'utilisation du poussoir.

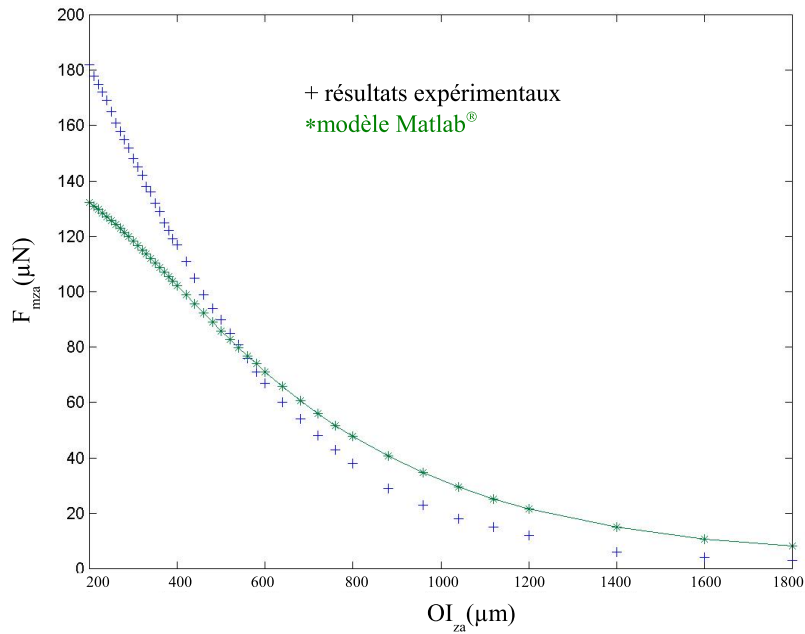
Comparaison entre le modèle *Matlab*[®] et les valeurs expérimentales

L'objectif est de comparer la valeur de F_{mz_a} calculée par le modèle *Matlab*[®] aux valeurs déterminées expérimentalement. Le dispositif expérimental permettant d'obtenir les valeurs de F_{mz_a} est représenté sur la figure 6.8.

Afin de mesurer l'effort F_{mz_a} , l'ensemble composé par un support, une lame de verre et le poussoir est disposé sur une balance ayant une précision de $2 \mu N$. Au dessus du poussoir, est disposé un aimant solidaire d'un axe de translation motorisé et dissocié de la balance. Durant l'opération, la balance mesure à la fois la masse du dispositif qu'elle supporte ainsi que la force d'attraction de l'aimant sur le poussoir F_{mz_a} . La valeur de



(a) Comparaison entre l'effort F_{mza} fourni à partir de *Flux3D*[®] et par le modèle *Matlab*[®].



(b) Comparaison entre l'effort F_{mza} fourni par le modèle *Matlab*[®] et la valeur obtenue expérimentalement.

FIG. 6.7 – Evolution de la force F_{mza} en fonction de la distance à l'aimant OI_{za}

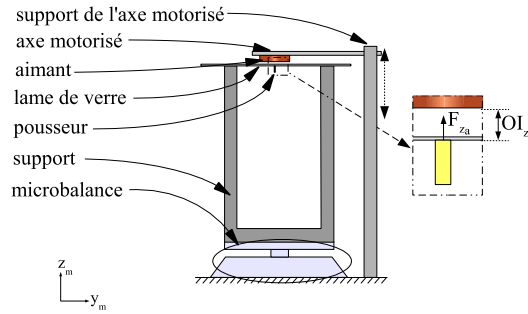


FIG. 6.8 – Dispositif expérimental pour la mesure de la force F_{za} subi par le pousseur.

cette force correspond à la variation de la masse mesurée par la balance en fonction de la distance OI_{za} entre l'aimant et le pousseur.

Les valeurs, fournies par le modèle *Matlab*[®], présentées par le figure 6.7(b) sont relativement proches des valeurs expérimentales. Bien qu'il existe une plus nette différence entre les deux courbes de 200 à 400 μm , nous estimons que celle-ci est induite par la superposition de trois phénomènes :

- les effets des hypothèses magnétiques posées, visibles sur la figure 6.7(a) ;
- les caractéristiques des matériaux utilisés pour la simulation ;
- les conditions expérimentales.

Les valeurs obtenues du champ magnétique à vide \vec{B}_0 et du vecteur aimantation interne du pousseur \vec{M}_i sont induites par les caractéristiques magnétiques théoriques des matériaux employés : Néodyme-Fer-Bohr pour l'aimant et Nickel pour le pousseur. Or on peut supposer que ces caractéristiques ne correspondent pas exactement à celles des objets que nous utilisons.

L'ordre de grandeurs des valeurs mesurées, quelques centaines de μN , nécessite de travailler dans une enceinte confinée afin de réduire les perturbations extérieures : vibration, courant d'air, etc. Les vibrations sont réduites grâce à la présence d'une table anti-vibration pneumatique. Cependant, avec le matériel dont nous disposons, nous ne pouvons pas confiner la zone de travail en raison du câble de commande de l'axe de translation piloté par un PC.

En comparant les résultats issus du modèle *Matlab*[®] et les valeurs expérimentales, nous constatons qu'ils sont relativement proches. De ce fait nous validons notre modélisation, tant sur le plan magnétique que mécanique. Cette modélisation nous permet par la suite de vérifier l'hypothèse sur la différence d'alignement du pousseur sur les lignes du champ magnétique à vide \vec{B}_0 .

Alignement du pousseur sur les lignes du champ magnétique à vide

Cette section a pour objectif de vérifier la valeur des angles α et β trouvée par le modèle *Matlab*[®] à l'équilibre du pousseur. Cette vérification s'effectue en deux points :

- vérification de la valeur de l'angle α ;

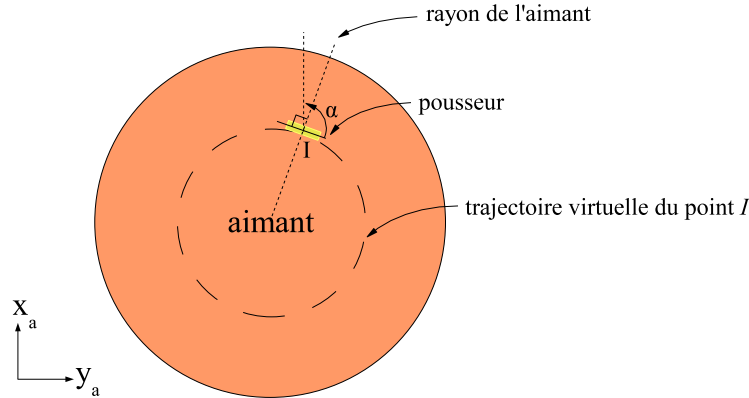


FIG. 6.9 – Trajectoire du pousseur afin de vérifier la valeur de l'angle α fournie par le modèle *Matlab*[®] (α dépend du repère \mathcal{R}_a fixé).

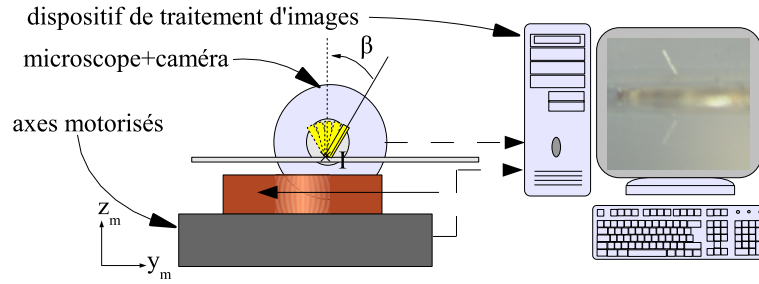


FIG. 6.10 – Dispositif expérimental pour la mesure de l'inclinaison β du pousseur.

- vérification de la valeur de l'angle β comparativement à l'orientation des lignes du champ magnétique à vide \vec{B}_0 .

Notre aimant étant cylindrique, la valeur de l'angle α à l'équilibre est telle que la surface du pousseur forme un angle droit avec un rayon de l'aimant. Afin d'évaluer l'erreur relative entre cet angle (vérifié expérimentalement) et l'angle calculé par le modèle *Matlab*[®], nous déplaçons virtuellement le pousseur au dessus de l'aimant en suivant une ligne formant un cercle (voir figure 6.9). L'erreur relative entre l'angle théorique et l'angle déterminé par le programme *Matlab*[®] est inférieure à 1 %. Nous considérons alors que le modèle *Matlab*[®] reproduit correctement le mouvement de rotation autour de l'axe \vec{z}_a du pousseur.

L'objectif de ce paragraphe est de :

- vérifier la valeur de l'angle β fourni par le modèle *Matlab*[®] ;
- vérifier que le pousseur ne s'aligne pas systématiquement sur les lignes du champ magnétique à vide B_0 .

Le dispositif expérimental permettant de vérifier cette hypothèse est illustré par la figure 6.10. L'aimant se déplace suivant un seul axe afin de générer une rotation du pousseur autour du point I . Ce déplacement est limité à une zone où le point de contact I reste fixe.

La figure 6.12(a) montre l'évolution de l'angle β du pousseur, obtenue expérimentalement et par le modèle *Matlab*®, en fonction de la distance entre le point I et le centre de l'aimant OI_{ya} . Cette figure montre également l'orientation des lignes du champ magnétique à vide \vec{B}_0 . Nous constatons que les valeurs de β obtenues expérimentalement et par le modèle *Matlab*® sont proches. De plus, nous constatons que le pousseur n'est expérimentalement pas aligné sur les lignes du champ magnétique à vide \vec{B}_0 . Cette différence entre l'orientation expérimentale et l'orientation des lignes du champ magnétique est suffisamment importante pour qu'elle ne soit pas générée par une erreur de modélisation.

Comme présenté précédemment dans la section 6.1.1, plus les dimensions du pousseur sont restreintes et plus celui-ci est aligné sur les lignes du champ magnétique à vide \vec{B}_0 . En observant la figure 6.12(b), qui représente l'influence des dimensions du pousseur sur l'évolution de l'angle β , le comportement précité s'avère exact : le pousseur de 50 μm de côté est d'avantage aligné sur les lignes du champ magnétique à vide \vec{B}_0 que les pousseurs de 200 μm et de 400 μm de côté.

Sur un exemple de manipulation d'ovocyte, nous montrons dans le chapitre 7 qu'une inclinaison importante du pousseur engendre des difficultés lors de la phase de poussée. En effet, plus la valeur de l'angle β est importante et plus la position relative entre le pousseur et l'objet déplacé est instable.

Afin de minimiser la valeur de β , nous avons deux possibilités à disposition :

- diminuer les dimensions du pousseur ;
- augmenter les dimensions de l'aimant.

La diminution des dimensions du pousseur est limitée par la taille de l'objet déplacé. De plus un pousseur de taille réduite possède certes une inclinaison β réduite par rapport à un pousseur de plus grandes dimensions, mais génère également un effort magnétique moins importants (voir figure 6.11).

L'augmentation de la taille de l'aimant induit un gradient du champ magnétique autour du pousseur plus faible. La valeur de la force magnétique \vec{F}_m , dépendant de ce gradient, s'en trouve également diminuée.

Les dimensions du pousseur doivent alors être déterminées en effectuant un compromis entre les efforts nécessaires à la réalisation du convoyage et l'inclinaison du pousseur.

Les angles α et β vérifiés par le bloc *effort*, donc nos hypothèses validées, nous pouvons considérer que les valeurs fournies par le modèle *Matlab*® sont exploitables par le bloc *dynamique* afin de déterminer correctement la trajectoire du pousseur en fonction de celle de l'aimant.

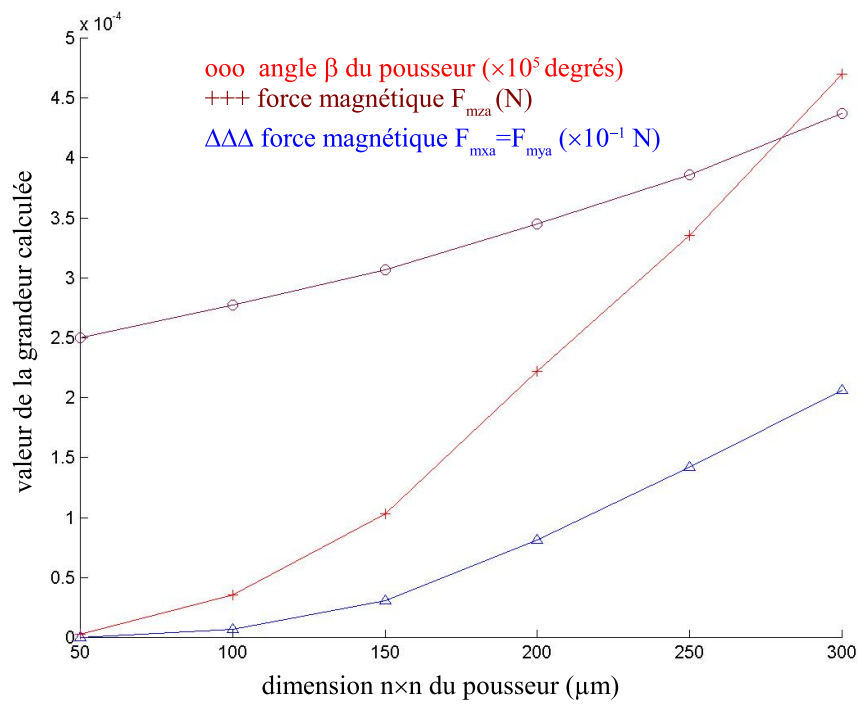
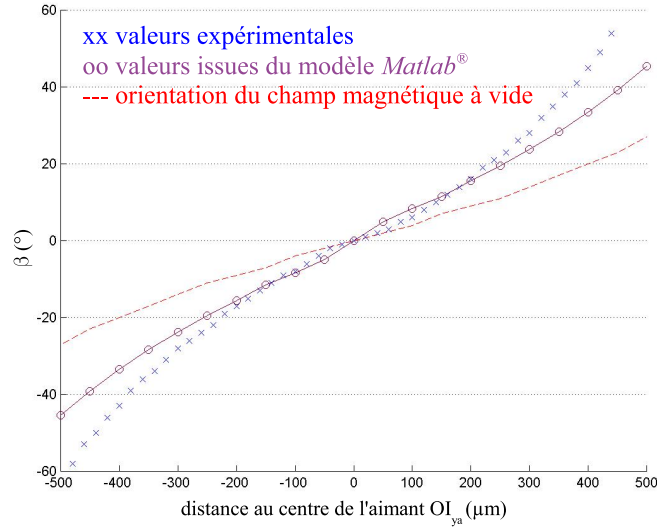
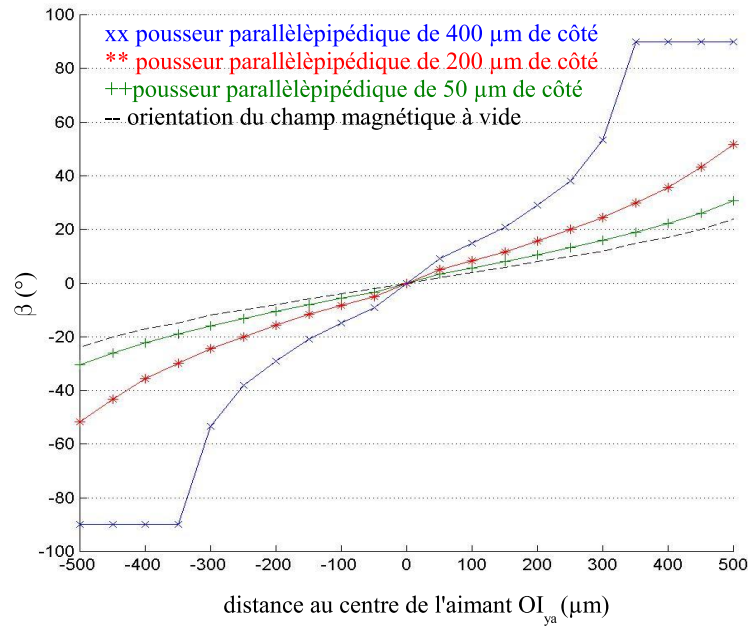


FIG. 6.11 – Evolution de l'orientation β du pousseur à l'équilibre et des forces magnétiques subies par le pousseur (F_{mx_a} , F_{my_a} et F_{mz_a}) en fonction des dimensions du pousseur.



(a) Comparaison entre l'orientation du poussoir β calculée par le modèle *Matlab*[®] et obtenue expérimentalement.



(b) Evolution de l'orientation du poussoir β calculée par le modèle *Matlab*[®] en fonction de la taille du poussoir.

FIG. 6.12 – Evolution de l'inclinaison β du poussoir en fonction de la distance au centre de l'aimant OI_{ya} .

6.2.3 Conclusion du bloc *effort*

A partir des équations magnéto-mécaniques générales, le bloc *effort* est capable de fournir les efforts engendrés par l'aimant sur le pousseur. Ces efforts permettent de déterminer l'orientation à l'équilibre du pousseur pour une position relative avec l'aimant \overrightarrow{OI} donnée.

L'utilisation de ce bloc nous a permis de mettre en évidence l'influence du couple magnétique $\overrightarrow{\Gamma}_m$ ainsi que du moment des forces magnétiques $\overrightarrow{\mathcal{M}}_m$ sur l'orientation du pousseur. En effet, le couple tend à faire aligner le pousseur sur les lignes du champ magnétique à vide \overrightarrow{B}_0 alors que le moment des forces magnétiques $\overrightarrow{\mathcal{M}}_m$ tend à plaquer la surface du pousseur contre la surface de l'aimant.

Nous avons mis en évidence que l'orientation à l'équilibre est fonction des dimensions du pousseur. En effet l'influence du moment des forces magnétiques $\overrightarrow{\mathcal{M}}_m$ est plus importante que celle du couple magnétique $\overrightarrow{\Gamma}_m$ sur un pousseur de dimension importante.

Il existe cependant une limite à cette modélisation. En effet celle-ci ne prend pas en considération les actions autres que celle du champ magnétique. Si une action extérieure modifie de manière importante l'équilibre statique angulaire, il faudra alors intégrer cette nouvelle information à la modélisation.

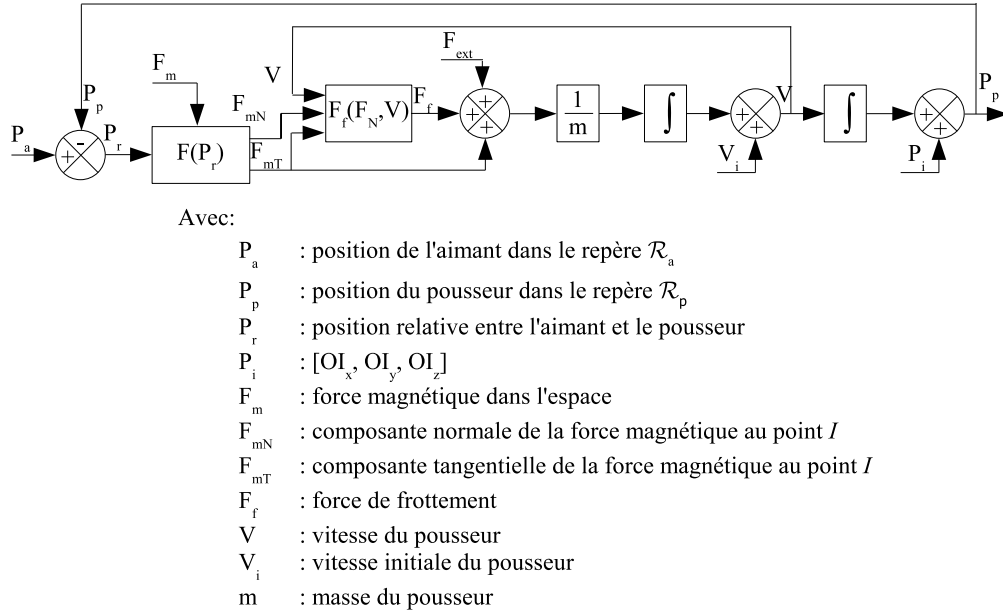
6.3 Bloc *dynamique*

L'objectif de cette section est de présenter l'implémentation algorithmique ainsi que les résultats obtenus par le bloc *dynamique*.

6.3.1 Fonctionnement du modèle

Afin de modéliser le comportement dynamique du pousseur, nous utilisons la bibliothèque de fonction *Simulink*[®] de *Matlab*[®]. Cette bibliothèque nous permet de représenter le comportement dynamique du pousseur sous la forme de schémas blocs (voir figure 6.13).

A partir de la position relative entre le pousseur et l'aimant ($Pr = \overrightarrow{OI}$) et de la matrice fournie par le bloc *effort*, le modèle *Matlab*[®] détermine les composantes tangentielle (F_{mT}) et normale (F_{mN}) de la force magnétique subie par le pousseur. Ces composantes permettent en fonction de la vitesse du pousseur \overrightarrow{V} de déterminer la force de frottement \overrightarrow{F}_f subie par le pousseur. Cette force est fonction de f_a dans le cas où le pousseur est immobile (voir la relation 6.8, page 133) ou de f_f dans le cas où le pousseur est en mouvement (voir la relation 6.12, page 134). Cette force est sommée avec la composante tangentielle de la force magnétique \overrightarrow{F}_{mT} ainsi qu'avec la somme des forces non magnétiques subies par le pousseur \overrightarrow{F}_{ext} . Cette somme des forces permet ensuite de déterminer la nouvelle position du pousseur P_p en intégrant le principe fondamental de la dynamique.

FIG. 6.13 – Vue éclatée du bloc *dynamique*.

6.3.2 Résultats du modèle *Matlab*®

L'objectif de cette partie est de présenter les résultats issus du modèle *Matlab*®. Ces résultats sont comparés à ceux obtenus expérimentalement à l'aide du dispositif décrit par la figure 6.14. Nous présentons dans cette partie le dispositif expérimental utilisé pour effectuer les mesures, ensuite nous exposons la technique employée pour déterminer les coefficients d'adhérence et de frottement du mur vertical, et enfin, nous comparons les résultats obtenus par les deux méthodes.

Le dispositif expérimental

Nous rappelons que le dispositif expérimental, présenté par la figure 6.14, est composé de deux axes motorisés sur lesquels est disposé l'aimant permettant ainsi son déplacement dans le plan de la lame de microscope. Le dispositif de visualisation est composé d'un microscope associé à une caméra CCD et d'un PC. La position de l'aimant dans le repère \mathcal{R}_m est connue à partir des codeurs de position présents sur les axes motorisés. La position du pousleur est déterminée à l'aide d'un dispositif de visualisation associée à un algorithme de reconnaissance d'objet. La technique d'analyse d'image, permettant d'extraire la position du pousleur, est le seuillage qui consiste à conserver uniquement les pixels désirés sur une image en fonction de leur niveau de gris.

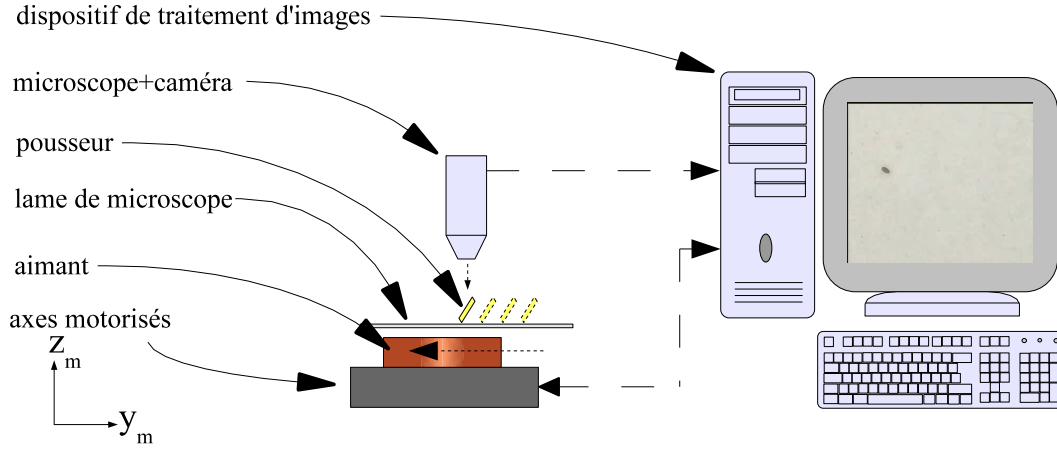


FIG. 6.14 – Dispositif expérimental d'acquisition de trajectoire du pousseur.

Identification des coefficients de frottement et d'adhérence

Le modèle *Matlab*® a besoin pour fonctionner des coefficients de frottement et d'adhérence. Ces valeurs sont déterminées expérimentalement en raison de l'unicité de chaque support.

Le coefficient d'adhérence f_a est déterminé à partir de la position du point I au moment du décrochement (x_d, y_d) dû au phénomène de *stick-slip*. A cette position, le pousseur subit une force magnétique $\vec{F}_m(x_d, y_d)$ décomposable en une composante normale $F_{mN}(x_d, y_d)$ et tangentielle $F_{mT}(x_d, y_d)$ à la surface du support. Le coefficient d'adhérence est égal au rapport de la composante normale sur la composante tangentielle de la force magnétique $F_m(x_d, y_d)$:

$$f_a = \frac{F_{mT}(x_d, y_d)}{F_{mN}(x_d, y_d)} \quad \text{issue de la relation (6.8)} \quad (6.15)$$

Le coefficient de frottement f_f est déterminé de la même manière. La valeur des composantes normale et tangentielle de la force magnétique \vec{F}_m est déterminées à mi-parcours entre la position où le mouvement du point I débute (x_d, y_d) et où le mouvement du point I s'achève (x_f, y_f) (voir figure 6.4, page 135) :

$$f_f = \frac{F_{mT}\left(\frac{x_f - x_d}{2}, \frac{y_f - y_d}{2}\right)}{F_{mN}\left(\frac{x_f - x_d}{2}, \frac{y_f - y_d}{2}\right)} \quad (6.16)$$

Validation du modèle magnétique

Nous allons comparer les résultats dynamiques de notre modèle. Nous avons déplacé expérimentalement et virtuellement le pousseur en suivant une trajectoire en créneaux. Expérimentalement, avec l'aide d'un algorithme de reconnaissance d'objet, nous

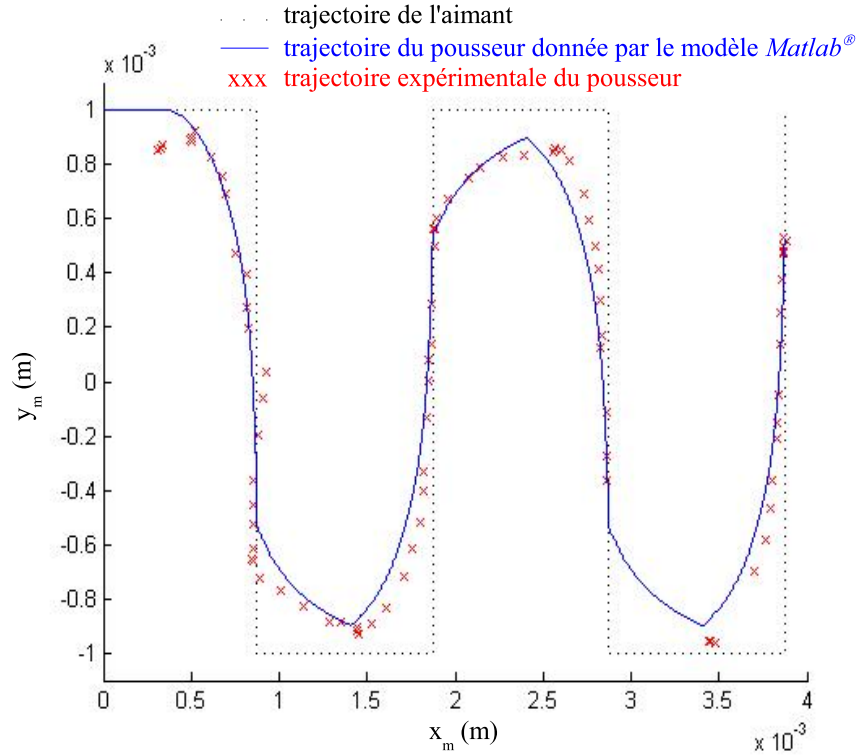


FIG. 6.15 – Trajectoire du pousleur avec x_m et y_m coordonnées des points O et I dans le repère \mathcal{R}_m

avons déterminé la trajectoire du pousleur sur plusieurs cycles. Virtuellement, le modèle *Matlab*® nous a fourni la trajectoire théorique du pousleur.

La figure 6.15 montre qu'il existe peu de différence entre les résultats issus du modèle *Matlab*® et les résultats expérimentaux. Cette différence est plus faible que celles observées pour les résultats intermédiaires. Ceci s'explique par le fait qu'un « rattrapage » des erreurs est effectué par l'identification des coefficients de frottement f_f et d'adhérence f_a dont l'impact est plus important sur le résultat que celui de nos hypothèses simplificatrices et nos erreurs de caractérisation des matériaux. Notre modèle est donc utilisable pour optimiser la forme du pousleur et de l'aimant.

La figure 6.16 est un exemple de trajectoire du pousleur obtenu expérimentalement. Sur cette figure sont représentées la position du pousleur à différents instants ainsi que la trajectoire moyenne du pousleur. On peut observer l'influence de l'état de surface du support sur le comportement du pousleur. Ce comportement est visible de part :

- les écarts effectués par le pousleur par rapport à la trajectoire moyenne ;
- la différence d'orientation du pousleur d'une position à une autre.

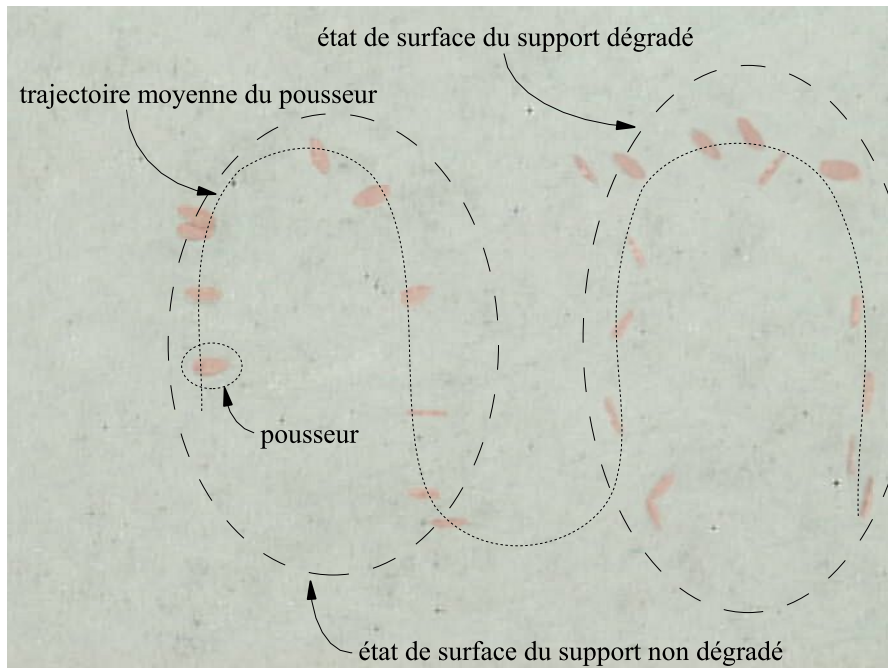


FIG. 6.16 – Exemple de trajectoire expérimentale du pousseur

6.4 Conclusion

Le modèle *Matlab*[®] que nous avons développé nous permet de modéliser le comportement dynamique d'un objet plan plongé dans un champ magnétique. La modélisation de ce comportement est décomposée en deux parties. Tout d'abord, le bloc *effort* modélise le comportement en rotation du pousseur en faisant l'hypothèse d'un fonctionnement quasi-statique. Puis, le bloc *dynamique* modélise le comportement en translation du pousseur.

L'exploitation du bloc *effort* a permis de valider nos hypothèses sur l'orientation du pousseur et ainsi mettre en évidence l'influence des dimensions de celui-ci sur son orientation.

L'utilisation du bloc *dynamique*, avec la prise en compte du phénomène de *stick-slip*, donne une trajectoire proche de celle observée expérimentalement, cependant l'architecture actuelle du modèle *Matlab*[®] demande des ressources matérielles ainsi qu'un temps de réponse trop important pour en faire une application temps réel.

Le chapitre suivant expose l'utilisation possible du modèle *Matlab*[®], quelques résultats concernant l'influence de certains paramètres ainsi que, de manière plus générale, des perspectives concernant le *WIMS2*.

Chapitre 7

Exploitation du modèle, résultats expérimentaux et perspectives

Ce dernier chapitre présente les travaux d'optimisation et d'exploitation du modèle Matlab® développé dans les deux chapitres précédents ainsi que de manière plus générale les perspectives concernant le WIMS2.

Dans une première section, nous montrons l'influence du niveau de discrétisation de la surface du pousseur sur la précision relative des résultats obtenus en fonction du temps de simulation. Nous montrons également la pertinence de nos hypothèses magnétiques de par l'influence de l'orientation du vecteur aimantation interne \vec{M}_i sur les efforts subis par le pousseur. Dans cette section est également présentée l'influence de la géométrie de l'aimant sur le comportement dynamique du pousseur.

La seconde partie de ce chapitre est consacrée aux résultats issus de l'utilisation du dispositif expérimental. Nous utilisons le WIMS2 afin de manipuler des billes de verre ayant un diamètre compris entre 150 et 200 μm ainsi que des ovocytes humains (150 μm de diamètre environ).

Enfin la troisième et dernière section présente les perspectives relatives à notre dispositif : problèmes liés à la biocompatibilité des matériaux, optimisation de la modélisation, automatisation du dispositif, nature de la source magnétique et du pousseur.

7.1 Simplification et exploitation du modèle

L'objectif de cette section est de présenter nos essais afin d'optimiser la modélisation du comportement dynamique du pousseur. Cette section présente également un exemple d'utilisation du modèle dans le but de visualiser l'influence de la forme des éléments constitutifs du dispositif sur le comportement du pousseur.

7.1.1 Simplification de l'algorithme

L'algorithme, décrit jusqu'à présent, permet d'obtenir une trajectoire virtuelle proche de la trajectoire expérimentale (voir la section 6.3.2, page 150). Cependant, cet algo-

l'algorithme requiert une grande capacité de calcul et un temps de simulation important (quelques jours sur un Pentium® IV 2.8GHz, 512Mo de RAM). L'objectif ici est de présenter les solutions que nous avons expérimentées afin de réduire le temps de simulation.

Les solutions testées portent sur l'échantillonnage spatial du poussoir afin de déterminer les efforts qu'il subit ainsi que la formulation d'une nouvelle hypothèse magnétique.

Modification de l'échantillonnage spatial

L'objectif est de visualiser l'influence du nombre de points pris en considération pour le calcul de l'orientation du poussoir à l'équilibre pour une position quelconque dans le repère \mathcal{R}_a . Nous prenons comme valeur de référence l'orientation à l'équilibre du poussoir pour un nombre maximum de points : un point tous les $10 \mu m$, soit 441 points pour un poussoir parallélépipédique de $200 \mu m$ de côté.

La figure 7.1 représente le pourcentage d'erreur relative entre l'orientation à l'équilibre du poussoir (α, β) déterminée avec 441 points sur le poussoir (valeur de référence) et l'orientation à l'équilibre du poussoir déterminée avec un nombre plus faible de points. L'erreur relative observée sur cette courbe est inférieure à 2 % lorsque le nombre de points est limité à 60 (soit un point tous les $25 \mu m$ environ). La conséquence principale est que le temps mis par l'algorithme pour déterminer une position est divisé par 3, sans dégradation majeure de la qualité des informations fournies.

Modification des hypothèses magnétiques

Outre l'échantillonnage, la recherche de l'orientation du vecteur aimantation interne du poussoir \vec{M}_i allonge le temps de calcul. Nous allons mettre en évidence que le fait de considérer l'aimantation interne du poussoir comme étant comprise dans le plan du poussoir génère une erreur en orientation ($\Delta\beta$) et en position (Δy) non négligeable pour un gain de temps de calcul non significatif.

Nous considérons, dans le modèle *Matlab*®, que le vecteur aimantation interne du poussoir \vec{M}_i n'est pas systématiquement compris dans le plan du poussoir. La différence d'orientation entre le poussoir et le vecteur aimantation interne \vec{M}_i étant faible (voir figure 7.2), nous posons l'hypothèse supplémentaire que \vec{M}_i est inclu dans le plan du poussoir afin d'observer l'influence sur le temps de calcul du modèle *Matlab*®. Nous notons cette nouvelle aimantation \vec{M}_{i2} .

Cette nouvelle hypothèse implique un équilibre nouveau entre le couple magnétique $\vec{\Gamma}_m$ et le moment de la force magnétique $\vec{\mathcal{M}}_m$. L'orientation à l'équilibre du poussoir est déterminée par l'orientation relative entre le vecteur du champ magnétique à vide \vec{B}_0 et le vecteur aimantation interne \vec{M}_{i2} . Comme illustré sur la figure 7.3, pour obtenir l'équilibre des forces, il faut que le vecteur \vec{M}_{i2} soit colinéaire avec le vecteur \vec{M}_i . Ce qui induit une nouvelle orientation du poussoir avec une inclinaison β inférieure à celle déterminée avec le modèle *Matlab*® ($\beta_2 < \beta_1$).

Le moment des forces magnétiques $\vec{\mathcal{M}}_m$ subit un accroissement supérieur à celui du couple magnétique $\vec{\Gamma}_m$ lorsque la taille du poussoir augmente. La différence d'orientation

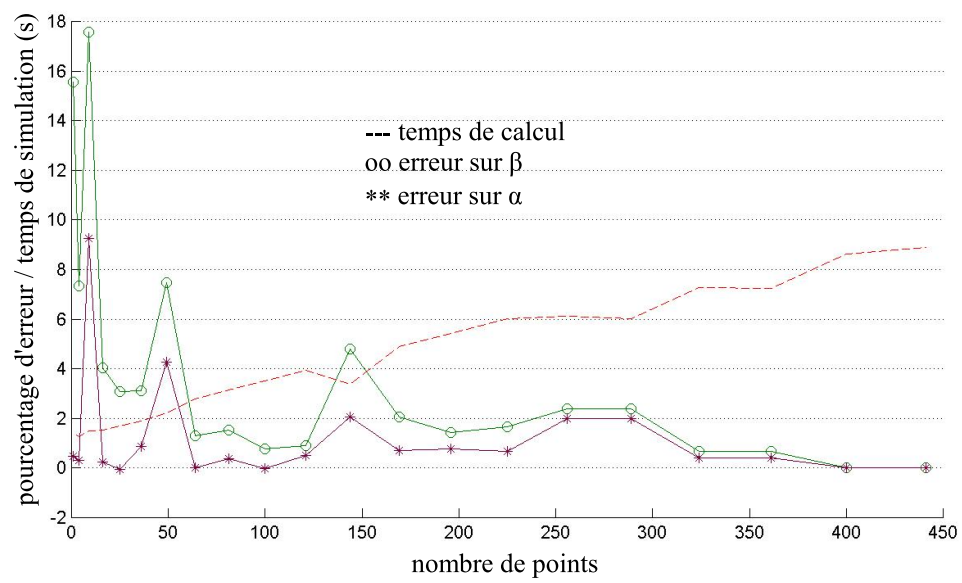


FIG. 7.1 – Evolution du pourcentage d'erreur relative sur l'orientation (α, β) prise par le pousseur et du temps de calcul en fonction du nombre de points appartenant au pousseur utilisé.

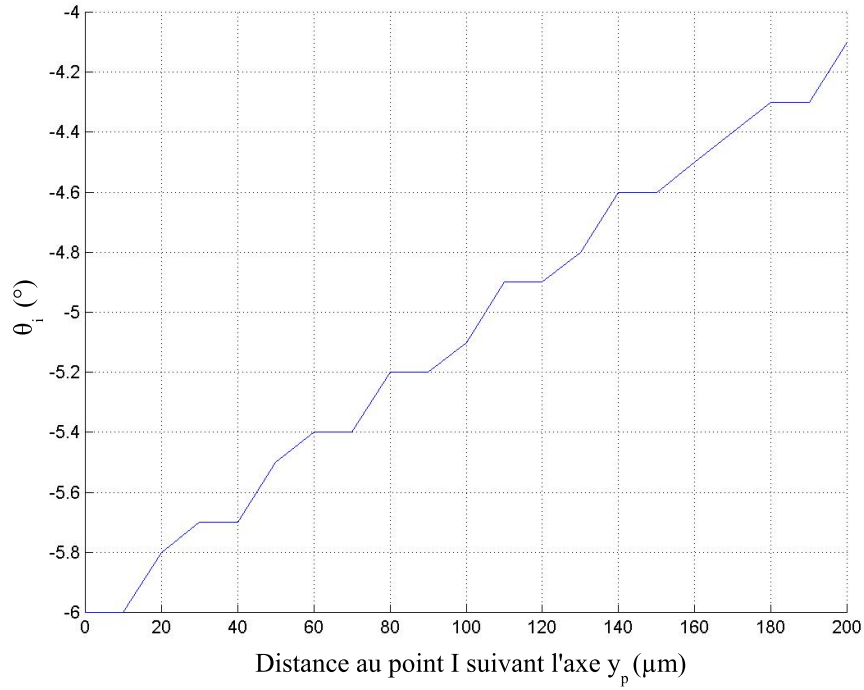


FIG. 7.2 – Orientation θ_i du vecteur aimantation au sein du pousseur en fonction de la distance suivant l'axe y_p entre le point P et la base du pousseur I (rappel de la figure 5.12(a), page 124).

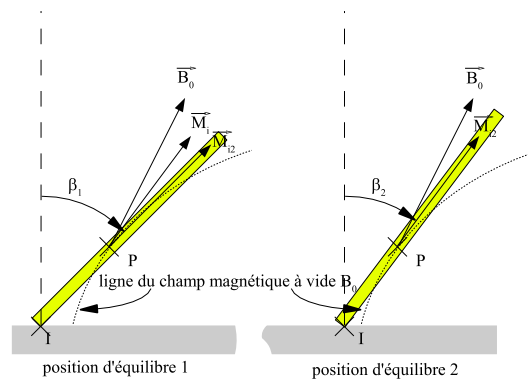


FIG. 7.3 – Principe de l'évolution de la position d'équilibre du pousseur.

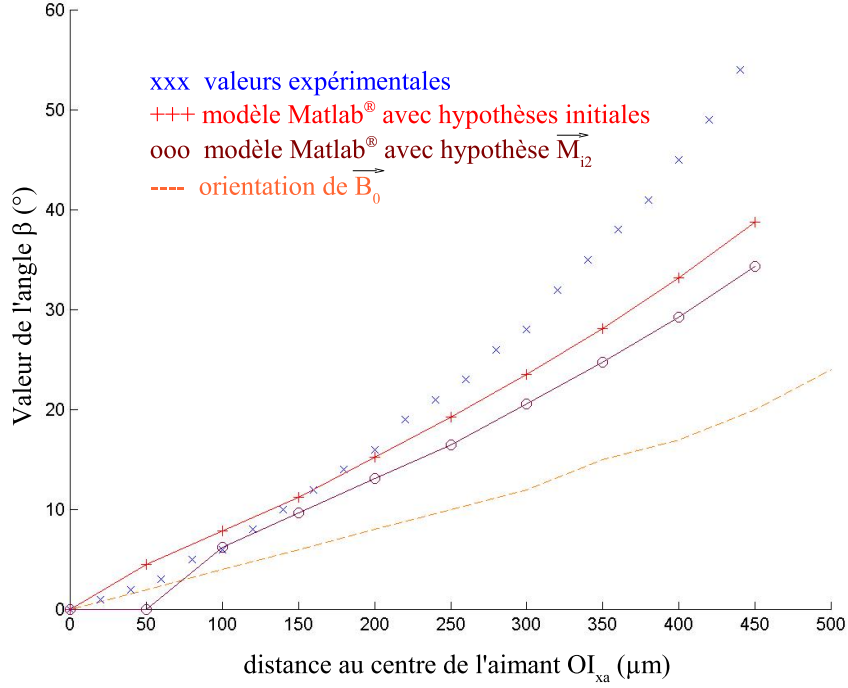


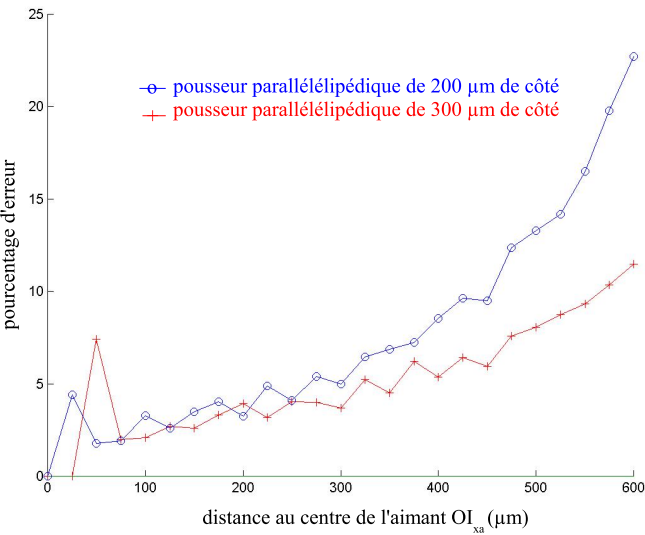
FIG. 7.4 – Orientation β du pousseur en fonction de l'hypothèse choisie (pousseur de $200 \mu m$ de côté).

du pousseur constatée en appliquant successivement les deux hypothèses (M_i puis M_{i2}) s'accroît alors avec l'augmentation de la taille du pousseur.

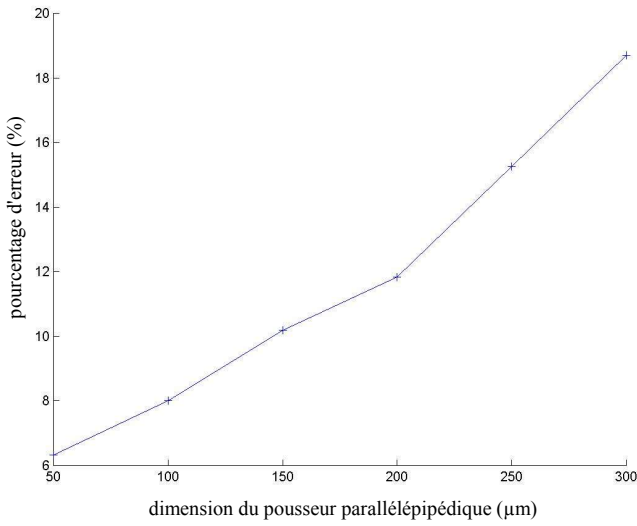
La nouvelle position à l'équilibre du pousseur se trouve alors plus proche de la ligne du champ magnétique à vide \vec{B}_0 que de la position observée expérimentalement (voir figure 7.4).

L'erreur observée entre les deux modèles sur la figure 7.5(a) est de l'ordre de 5 % et augmente avec les dimensions du pousseur (voir figure 7.5(b)). En considérant que l'objet poussé est de même taille que le pousseur, nous pouvons calculer l'impact de l'erreur d'orientation sur la position de l'objet poussé (voir figure 7.6(a)).

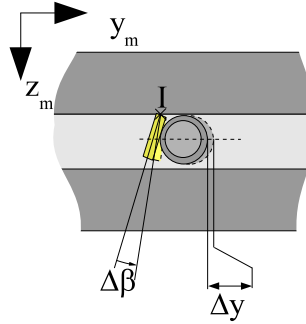
Pour des objets de $200 \mu m$ tels que des ovocytes humains, l'erreur de positionnement est faible ($3 \mu m$ environ voir figure 7.6(b)). Or nous souhaitons réaliser un modèle de comportement indépendant de la taille des objets manipulés. Sachant que le gain de temps de calcul n'excède pas 20 % du temps initial et que l'erreur augmente avec les dimensions des objets, il semble alors difficile de conserver cette hypothèse.



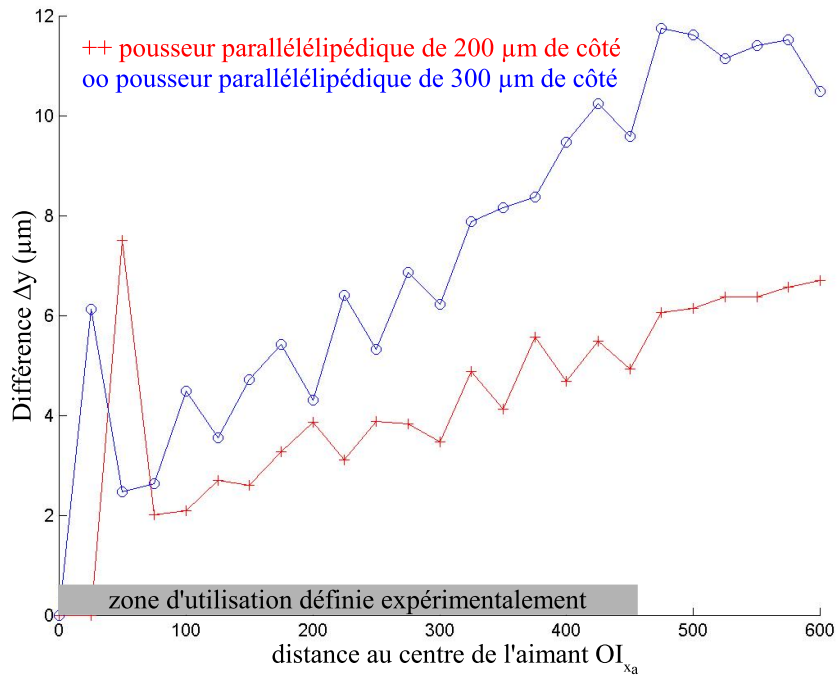
(a) Influence de la taille du pousseur sur l'erreur relative de l'orientation β du pousseur en fonction de la distance OI_{xa} .



(b) Evolution du pourcentage d'erreur relative sur l'orientation β du pousseur en fonction des dimensions du pousseur ($x \times x \times 25$



(a) Illustration de l'erreur en positionnement de l'objet induit par la différence d'orientation du pousseur.



(b) Influence de la distance OI_{x_a} sur l'erreur relative de positionnement de l'objet déplacé Δy . Cette influence est tracée pour deux tailles de pousseur.

FIG. 7.6 – Erreur de positionnement induite par la nouvelle hypothèse sur l'aimantation interne du pousseur.

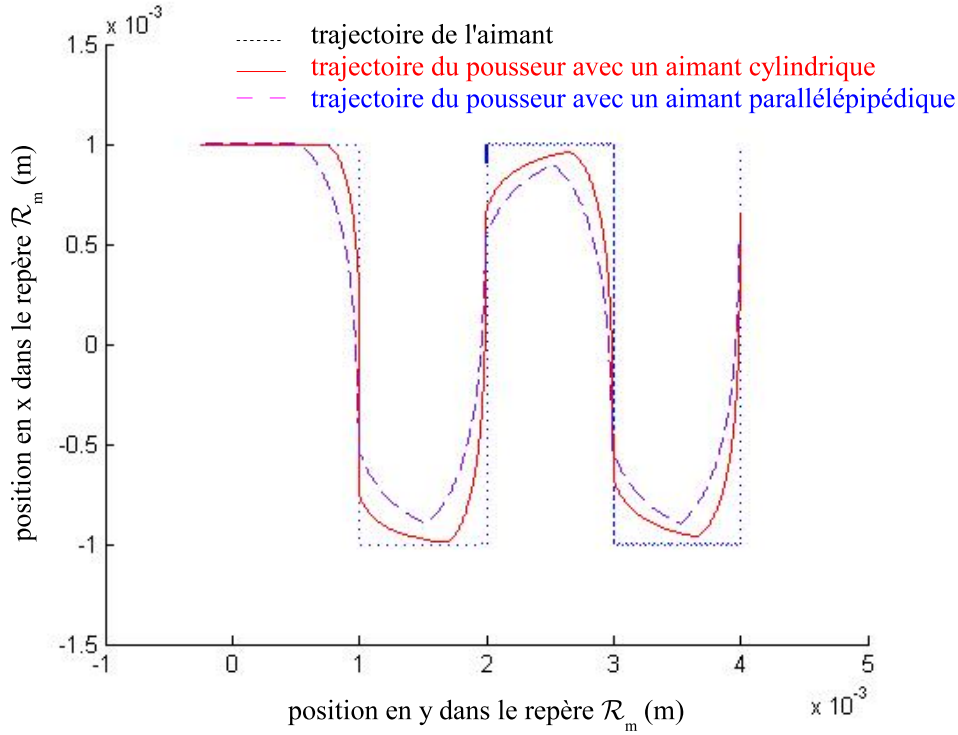


FIG. 7.7 – Influence de la forme de l'aimant sur la trajectoire du pousleur.

7.1.2 Exploitation du modèle

L'objectif est de présenter un exemple d'utilisation du modèle *Matlab*® pour étudier l'influence des caractéristiques géométriques de l'aimant et du pousleur. Nous avons déjà observé l'influence de la taille du pousleur sur son inclinaison β (voir figure 6.12, page 147).

L'exemple présenté ici met en évidence l'influence des caractéristiques géométriques de l'aimant utilisé sur la trajectoire du pousleur (voir figure 7.7). Ces aimants simulés sous *Flux3D*® produisent un champ magnétique de module identique et orienté suivant l'axe \vec{z}_a , seule leur forme diffère :

- le premier est un aimant cylindrique de 1.6 mm de diamètre et 0.74 mm d'épaisseur ;
- le second est un aimant parallélépipédique de base carrée de 1.6 mm de côté et possédant une hauteur de 0.74 mm.

La seconde géométrie de l'aimant induit une modification de l'orientation et du module du champ magnétique à vide \vec{B}_0 . Cette modification induit un nouveau comportement dynamique du pousleur et donc une nouvelle trajectoire (voir figure 7.7).

En conclusion, le modèle *Matlab*[®] est adapté à la conception d'un dispositif de transfert d'objets microscopiques lorsque les informations nécessaires à l'étude sont les caractéristiques géométriques et magnétiques des actionneurs. La prochaine section est consacrée aux manipulations expérimentales effectuées avec ce dispositif.

7.2 Résultats des expérimentations

L'objectif de cette section est de présenter les résultats issus des expérimentations visant à manipuler dans un premier temps des billes de verre de 150 à 200 μm de diamètre pour ensuite manipuler des ovocytes humains.

Présentation du support de cellules

Afin de réaliser les essais, un support a été conçu pour tester le concept de micro-usine présenté en page 92. Ce support est constitué d'une base en plexiglas usinée et d'une lame de microscope collée jouant le rôle du mur vertical séparant le milieu biologique du milieu extérieur (voir figure 7.8).

Tout comme le concept de micro-usine, le support possède un sas d'entrée, un sas de sortie et un canal pour acheminer les cellules vers les postes de travail visibles sur la figure 7.8(a) via les passages d'outil. Le sas d'entrée est un plan incliné afin que les objets à manipuler sédimentent au fond du canal (voir figure 7.9).

Essais sur des billes de verre

Deux types d'essais ont été réalisés sur des billes de verre de 150 à 200 μm de diamètre :

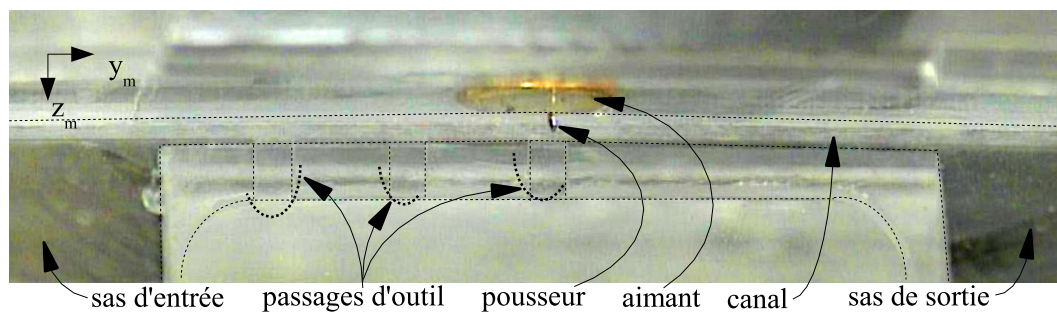
- un mouvement de va et vient d'une bille en boucle ouverte, sans le contrôle d'un opérateur ;
- une manipulation télé-opérée de plusieurs billes avec évitement d'obstacles de la part du pousseur.

Le mouvement de va-et-vient automatique en boucle ouverte est obtenu à l'aide de l'application informatique développée¹. Cette application pilote les deux axes de translation afin de donner une trajectoire pré-définie à l'aimant. Cette trajectoire, répétée à plusieurs reprises, donne un mouvement de va-et-vient au pousseur dont un cycle est présenté sur la figure 7.10². Nous montrons ainsi que le *WIMS2* est capable de déplacer un micro-objet en mode automatique sans intervention humaine.

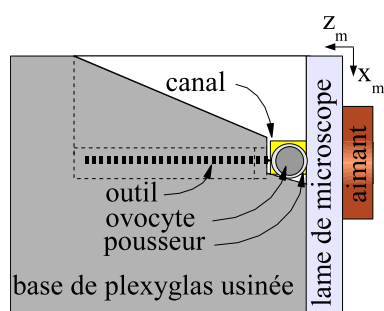
Le second essai, illustré par la figure 7.11, consiste à manipuler en mode télé-opéré plusieurs billes. L'opérateur est capable de mener successivement plusieurs micro-objets devant différents postes de travail. La fonction « évitement d'obstacle », nécessaire au bon fonctionnement du processus, est présentée sur les vignettes 3 à 6 de la figure 7.11.

¹Application illustrée par la figure 4.20, page 104

²Les vidéos dont sont issues les photographies présentent dans ce chapitre sont disponibles sur le cédérom joint à la thèse et répertoriés Annexe C, page 183.



(a) Dispositif expérimental.



(b) Illustration des éléments constitutifs du support de cellules.

FIG. 7.8 – Support permettant de manipuler des micro-objets.

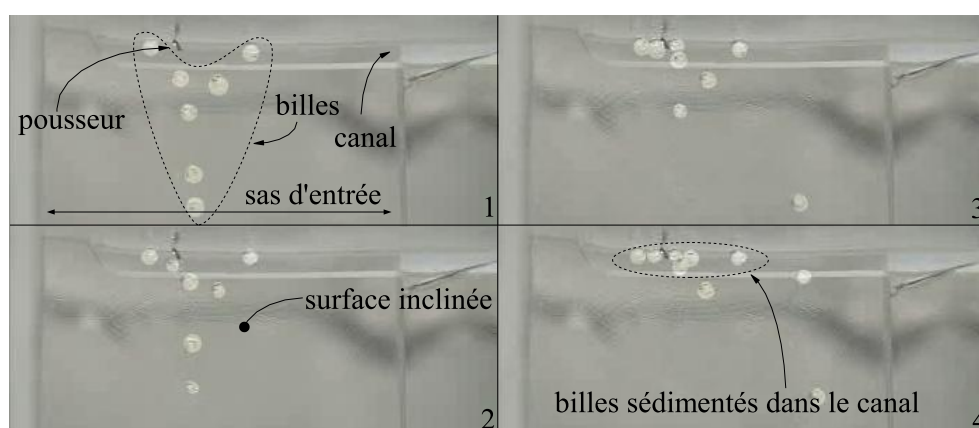


FIG. 7.9 – Illustration de la sédimentation des billes de verre dans le sas d'entrée

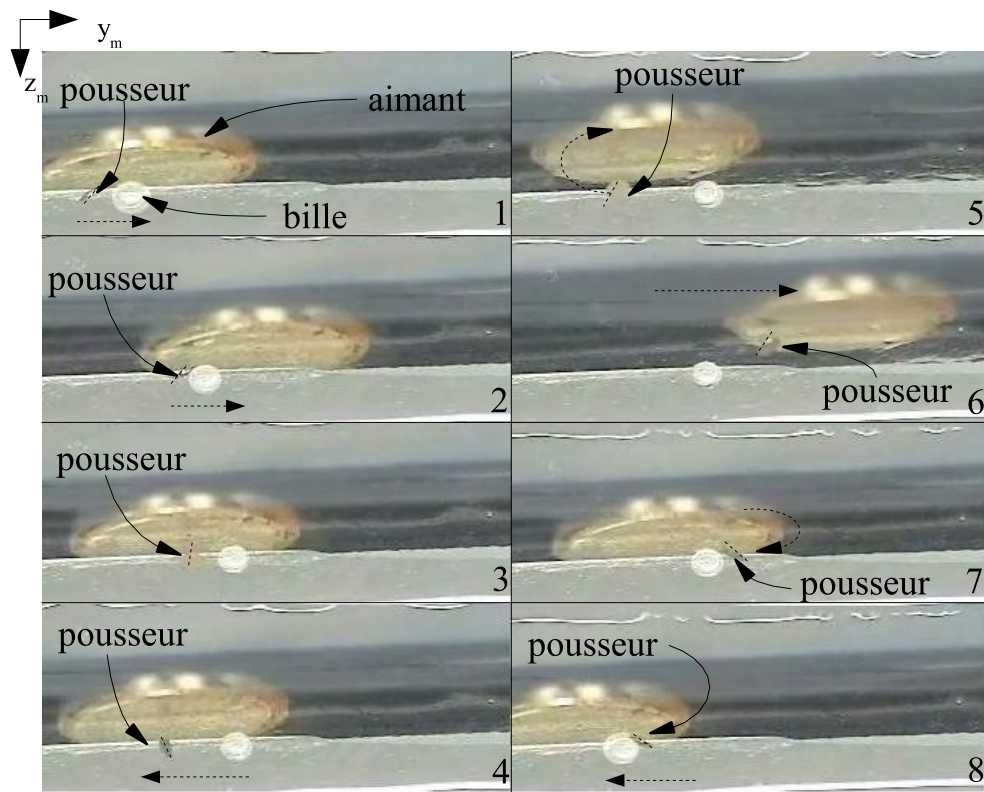


FIG. 7.10 – Cycle de va-et-vient d'une bille non télé-opéré en boucle ouverte.

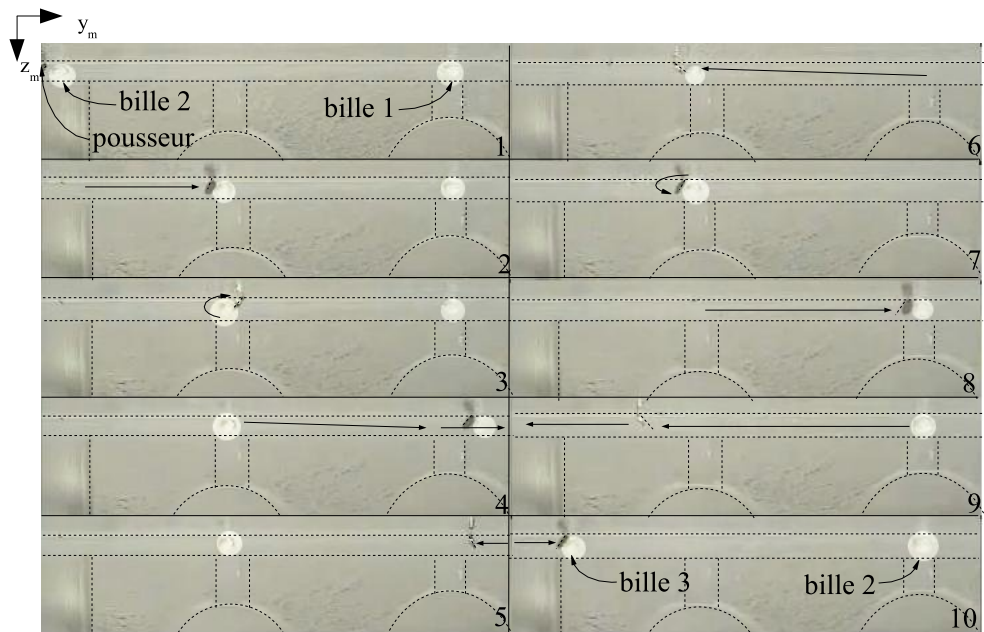


FIG. 7.11 – Cycle de déplacement de 3 billes dans le support.

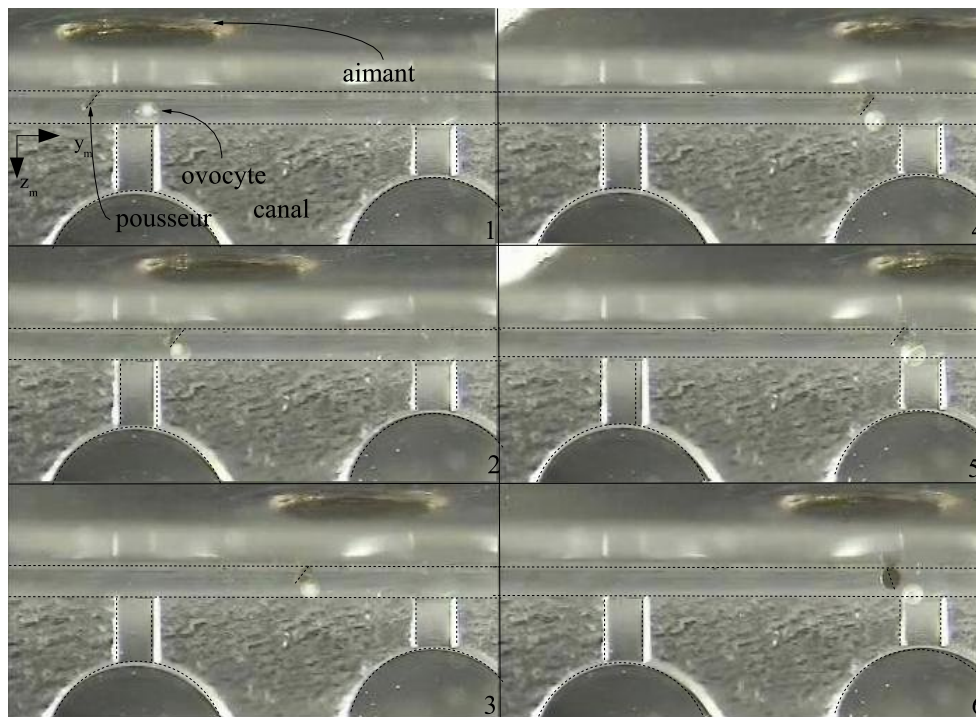


FIG. 7.12 – Poussée d'un ovocyte humain avec le dispositif *WIMS2*.

Les tests sur des billes de verre de la taille d'un ovocyte humain nous ont permis de déterminer que le concept du *WIMS2* est adapté à la manipulation d'objets de cette dimension.

Essais sur des ovocytes humains

Les essais sur des ovocytes ont pour objectif de vérifier la capacité du *WIMS2* à transporter des objets biologiques de tailles importantes. En effet, les objets artificiels manipulés sont rigides et plus denses que les cellules. Notre objectif ici est donc d'observer le comportement des objets biologiques déplacés par le pousseur.

Un exemple de transport d'un ovocyte est illustré par la figure 7.12. Cette figure représente le transfert d'un seul ovocyte d'une zone de travail à une autre. Ce transport s'effectue sans grande difficulté, cependant il nécessite une adaptation en vitesse du dispositif par rapport au transport de billes de verre.

En effet, la faible densité ainsi que la souplesse de la membrane pellucide de l'objet biologique le rend plus sensible à l'état de surface du support qu'une bille de verre. Ainsi, la pente permettant l'alimentation du canal en cellules n'est plus suffisante pour que celles-ci sédimentent. Deux solutions sont alors possibles :

- augmenter la pente de la zone d'accès ;

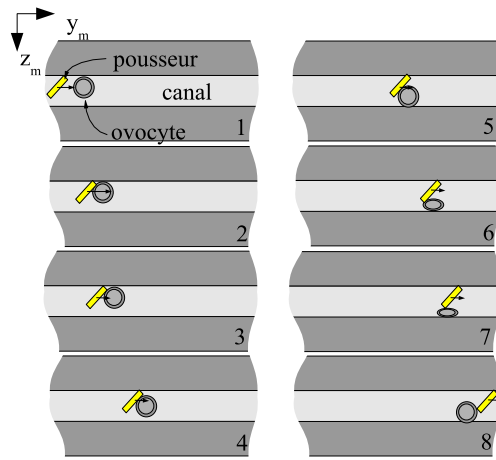


FIG. 7.13 – Illustration du comportement de l'ovocyte lorsque la vitesse du poussoir est rapide.

- améliorer l'état de surface de cette pente pour que les cellules soient moins soumises au frottement.

Le canal étant lui aussi en légère pente afin de favoriser le contact entre l'objet déplacé et le mur vertical, la bille de verre se trouve en contact permanent avec celui-ci. Cependant, l'ovocyte étant moins dense que la bille de verre, il a tendance à « monter » sur le poussoir durant la phase de transfert et à glisser de l'autre côté du poussoir en se déformant (voir figure 7.13). La solution trouvée expérimentalement est de réduire la vitesse de transfert de moitié ($100 \mu\text{m.s}^{-1}$ environ) par rapport au transfert de billes de verre.

Les deux sections précédentes ont exposé les résultats issus de l'utilisation du modèle *Matlab*® et du dispositif expérimental. Ces résultats ont mis en évidence que ces dispositifs remplissent correctement leurs rôles :

- modélisation du comportement dynamique du poussoir ;
- transfert de cellules le long d'une station de traitement.

Cependant, il est encore possible d'optimiser ce dispositif et la description de ces perspectives fait l'objet de la section suivante.

7.3 Perspectives

L'objectif de cette section est de développer les suites à donner aux travaux effectués sur ce dispositif. Ces points portent sur la biocompatibilité du poussoir, l'optimisation du modèle *Matlab*®, l'automatisation du processus de transfert, l'utilisation d'un aimant permanent comme poussoir et d'une source de champ variable.

7.3.1 Biocompatibilité des matériaux

La manipulation d'objets biologiques impose de respecter les conditions de biocompatibilité des matériaux employés. Or le poussoir, étant en nickel, il ne remplit pas cette contrainte. Afin de résoudre ce problème, nous avons deux possibilités :

- choisir un matériau biocompatible ;
- encapsuler le poussoir en nickel dans un matériau biocompatible.

Le changement de matériau impose :

- que celui-ci soit biocompatible tout en conservant des propriétés magnétiques suffisantes pour générer un effort permettant le transfert de cellules ;
- que la fabrication des poussoirs avec le type de matériau adéquat soit possible aux échelles considérées.

Cette solution n'a pas été explorée, cependant elle constitue une possibilité à exploiter.

L'encapsulation du poussoir a été tenté en utilisant deux matériaux biocompatibles :

- le PDMS par des techniques de microfabrication ;
- le parylène par l'intermédiaire de la société Para Tech Coating basée à JÄRFÄLLA en Suède³.

Malheureusement la faible dimension des poussoirs a rendu impossible ces opérations. Une troisième solution existe et n'a pour le moment pas fait l'objet d'essais. Cette solution a été proposée par Cabodevilla, actuellement maître de conférence au laboratoire FEMTO-ST, département LPMO : elle consiste en encapsuler le poussoir dans du silicium durant sa phase de fabrication en utilisant les techniques de microfabrication.

Simplification des équations mécaniques

Bien qu'une grande partie des calculs réalisés s'effectue en pré-traitement, le temps d'obtention de la trajectoire du poussoir est important. Ce temps est imputable à la faible masse du poussoir et à l'effet de stick-slip qui impose de déterminer le régime transitoire en vitesse à chaque pas du poussoir. La faible valeur de la constante de temps en translation du poussoir (rappel : $930 \mu s$) permet de faire l'hypothèse que le mouvement du poussoir se limite à une succession de positions quasi-statiques. Il devient alors inutile de déterminer la position du poussoir à chaque instant t . Le comportement dynamique peut donc être modélisé uniquement avec des équations d'équilibre statique. Ceci peut réduire grandement le temps de simulation qui s'effectue actuellement sur plusieurs jours⁴. La validité de ce type de simulation reste à être démontrée.

7.3.2 Automatisation de la manipulation

L'objectif final étant de procéder au traitement automatique des cellules, ce travail devra faire l'objet d'une prochaine étude avec notamment le développement d'une

³www.paratech.nu

⁴Temps de simulation constaté pour la trajectoire de l'aimant proposée page 160.

application de reconnaissance d'objets. La principale difficulté consiste à repérer et identifier les objets sur la scène à partir d'une image à faible contraste. Pour améliorer ces contrastes, les médecins utilisent un système d'éclairage en contraste de phase ou modulation selon Hoffman.

Une fois l'identification des objets effectuée, il est nécessaire de définir une loi de commande pour ce dispositif. Le modèle *Matlab*®, en modélisant le comportement dynamique du poussoir, peut aider à effectuer cette tâche par l'optimisation des parties actives du dispositif.

7.3.3 Utilisation d'un aimant permanent comme poussoir

Les nouvelles techniques de microfabrication permettent de produire des micro-aimants permanents de la taille de notre poussoir. Ces nouveaux matériaux ouvrent la porte à une nouvelle structure du *WIMS2* où le poussoir ferromagnétique est remplacé par un de ces aimants, que nous appelons poussoir magnétique.

Des essais réalisés avec un poussoir magnétique de $100 \times 200 \mu m^2$ fourni par le Laboratoire d'Electrotechnique de Grenoble⁵ (LEG) et fabriqué au Laboratoire d'Électronique de Technologie de l'Information (LETI) ont montré que l'utilisation d'un poussoir magnétique pour manipuler des micro-objets est possible.

Nous avons observé expérimentalement que le poussoir magnétique n'a pas le même comportement que le poussoir ferromagnétique. Il permet alors de générer de nouveaux mouvements pour une même trajectoire de l'aimant. A titre d'exemple, le poussoir magnétique utilisé possède une inclinaison plus importante que nos pousseurs ferromagnétiques pour une même position dans le repère \mathcal{R}_a .

Un autre exemple concerne le comportement en rotation du poussoir magnétique pour une trajectoire rectiligne où le point O (appartenant à l'aimant) passe sous le point I (appartenant au poussoir) :

- le poussoir ferromagnétique effectue une rotation autour de l'axe x_a ;
- le poussoir magnétique effectue une rotation autour de l'axe z_a .

De par ce comportement, c'est toujours la même face du poussoir magnétique qui « regarde » le centre de l'aimant.

7.3.4 Utilisation d'une source de champ variable

L'utilisation d'un aimant permanent pour déplacer le poussoir permet de contrôler la position et l'inclinaison du poussoir. Cependant le mouvement en translation et le comportement en rotation sont couplés et ne peuvent être commandés indépendamment. Une solution possible pour avoir un contrôle indépendant sur les degrés de libertés du poussoir est d'utiliser un ensemble d'électro-aimants afin de générer un champ magnétique variable en intensité et en direction. Ce champ permettrait de contrôler indépendamment la vitesse, l'inclinaison ainsi que les efforts appliqués au poussoir.

⁵Nous remercions à ce titre Orphée Cugat qui nous a apporté son aide en nous fournissant ces micro-aimants.

7.4 Conclusion

Dans ce dernier chapitre, nous avons présenté les résultats issus de l'utilisation du modèle décrit dans les chapitres 5 et 6 ainsi que les expérimentations effectuées avec le *WIMS2*.

Les résultats issus de l'utilisation du modèle ont montré que les hypothèses que nous avons posées sont fiables et qu'une simplification supplémentaire de la modélisation ne peut être effectuée sans altérer significativement les résultats.

Les résultats issus de l'utilisation du dispositif expérimental ont mis en évidence que ce principe d'actionnement est adapté à la manipulation de micro-objets tels que des billes de verre de $150\ \mu m$ à $200\ \mu m$ de diamètre, ainsi qu'à la manipulation d'objets biologiques tels que des ovocytes humains de $150\ \mu m$ de diamètre environ si le problème de la biocompatibilité du pousseur est résolu.

D'autres améliorations du dispositif sont à prévoir, notamment l'automatisation du transfert de cellules et l'utilisation d'une source de champ magnétique variable afin de parfaire le contrôle du pousseur.

Conclusion générale

Dans le cadre général de l'automatisation de la fécondation in-vitro avec ou sans micro-injection du spermatozoïde (ICSI), nous avons montré qu'il est nécessaire de mettre en oeuvre un dispositif de transfert automatique d'ovocytes. Ce dispositif de transfert automatique est régi par des lois de commande qui dépendent de ses caractéristiques intrinsèques. Afin de faciliter l'optimisation de ses caractéristiques, nous avons choisi de modéliser le comportement dynamique du dispositif de transfert.

Nous avons mis en évidence dans le chapitre 3 que l'actionnement magnétique via un champ quasi-statique est adapté à la manipulation d'objets biologiques. En effet, ce mode d'actionnement permet de générer de grands efforts à longue distance sans effet délétère connu sur les objets biologiques.

Le dispositif *WIMS2* utilise un aimant permanent disposé dans le milieu environnant afin de déplacer, au travers d'une paroi, une particule ferromagnétique immergée dans le milieu biologique. Ce dispositif peut être utilisé dans une micro-usine biologique, afin de transporter des cellules d'un sas d'entrée vers un sas de sortie via un canal qui, disposé le long de différents postes de travail. La modélisation du comportement dynamique de la particule ferromagnétique, que nous nommons pousseeur, en fonction des mouvements de l'aimant possède une architecture modulaire. Cette modélisation permet par conséquent d'étudier un grand nombre de configurations matérielles avec comme seul impératif, l'obligation de travailler avec un pousseeur ferromagnétique plan.

La modularité du modèle se traduit par la décomposition de celui-ci en trois blocs fonctionnels. Le premier bloc fonctionnel, le bloc *magnétique*, permet de déterminer le comportement magnétique du pousseeur en fonction du champ magnétique local donné par le logiciel de simulation par éléments finis *Flux3D*[®]. L'aimantation interne du pousseeur est déterminée à partir des équations générales de la magnétostatique de Maxwell. Les résultats obtenus par cette modélisation magnétique sont proches de ceux fournis par le logiciel de simulation par éléments finis *Flux3D*[®] mais avec un temps de calcul beaucoup plus faible.

Une étude du comportement dynamique général du pousseeur a mis en évidence que le comportement dynamique en rotation est assimilable à un comportement quasi-statique car négligeable devant le comportement dynamique en translation du pousseeur. A partir de la valeur de l'aimantation interne du pousseeur calculée sur toute sa surface et du principe fondamental de la statique, le bloc *effort* permet de déterminer la position an-

gulaire à l'équilibre du pousseur ainsi que les forces magnétiques qu'il subit. Ces forces permettent ensuite au bloc *dynamique*, par l'application du principe fondamental de la dynamique, de déterminer la trajectoire du pousseur en fonction de celle de l'aimant. Par comparaison avec les résultats expérimentaux, les résultats issus de cette modélisation correspondent aux critères d'utilisation que nous avons définis.

Le dispositif expérimental du *WIMS2* permet la manipulation d'objets non biologiques tels que des billes en verre de 150 à 200 μm de diamètre. Ce dispositif a également fait l'objet de tests sur des ovocytes humains de 150 μm de diamètre. Bien que le dispositif requiert quelques aménagements, ces essais ont permis de mettre en valeur la pertinence de ce procédé pour le transfert de cellules. En effet, la principale modification concerne la non embryotoxicité du pousseur. Celui-ci étant en nickel, il ne remplit donc pas cette fonction et les essais réalisés par enrobage de parylène ou de PDMS sont restés infructueux. Les modifications complémentaires à apporter au dispositif *WIMS2* consistent à optimiser les caractéristiques géométriques et magnétiques du pousseur ainsi que de la source magnétique.

Bien que l'algorithme nécessite un travail d'optimisation afin de réduire le temps de calcul, le modèle que nous proposons est un outil performant pour réaliser l'optimisation du *WIMS2*.

Annexe A

Magnétisme

A.1 Relations de continuité pour les vecteurs champ magnétique et excitation magnétique

La continuité de la composante normale à une surface du champ magnétique \vec{B} est déterminée à partir de l'équation de Maxwell A.1 et du théorème de Gauss-Ostrogradsky (ou théorème de la divergence) : voir la relation A.2 et la figure A.1.

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0 \quad (\text{A.1})$$

$$\int_V \nabla \cdot B \cdot dV = \iint_S B \cdot n \cdot dS = 0 \quad (\text{A.2})$$

$$\Rightarrow \iint_S \vec{B}_1 \cdot \vec{n}_1 \cdot dS_1 = \iint_S \vec{B}_2 \cdot \vec{n}_2 \cdot dS_2$$

Sachant que $dS_1 = dS_2$, alors : $\vec{B}_1 \cdot \vec{n}_1 = \vec{B}_2 \cdot \vec{n}_2$

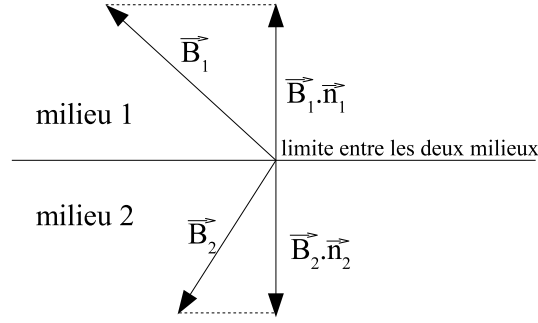


FIG. A.1 – Continuité de la composante normale du champ magnétique

La continuité de la composante tangentielle à une surface de l'excitation magnétique \vec{H} est déterminée à partir de l'équation de Maxwell A.3 et du théorème de Stokes : voir la démonstration A.4 et la figure A.2.

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{H} = 0 \quad (\text{A.3})$$

$$\iint_S (\nabla \times H) \cdot n \, dS = \oint_C H \cdot dl = 0 \quad (\text{A.4})$$

$$\Rightarrow \vec{H}_1 \cdot \vec{l} + \vec{H}_3 \cdot \vec{k} + \vec{H}_4 \cdot \vec{k} + \vec{H}_2 \cdot \vec{l} + \vec{H}_5 \cdot \vec{k} + \vec{H}_6 \cdot \vec{k} = 0$$

En annulant k , nous obtenons :

$$\vec{H}_1 \cdot \vec{l} + \vec{H}_2 \cdot \vec{l} = 0$$

$$\Rightarrow H_{1t} \times l - H_{2t} \times l = 0$$

$$\Rightarrow H_{1t} = H_{2t} \quad (\text{A.5})$$

avec H_t la composante tangentielle de \vec{H} .

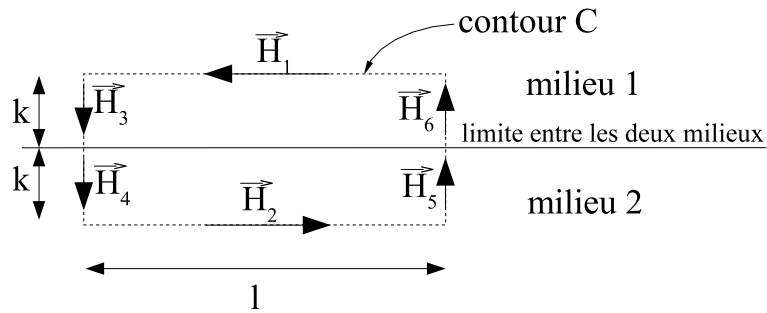


FIG. A.2 – Continuité de la composante tangentielle de l'excitation magnétique

A.2 Colinéarité du vecteur aimantation avec les vecteurs champ magnétique et excitation magnétique

Le champ magnétique \vec{B} , l'excitation magnétique \vec{H} et l'aimantation interne d'un matériau \vec{M} sont liés par la relation suivante :

$$\vec{B} = \mu_0(\vec{M} + \vec{H}) \quad (\text{A.6})$$

L'aimantation d'un matériau \vec{M} et l'excitation magnétique \vec{H} sont mathématiquement liées par la susceptibilité magnétique du matériau χ :

$$\vec{M} = \chi \cdot \vec{H} \quad (\text{A.7})$$

En remplaçant la valeur de \vec{H} déterminée par la relation A.7 dans la relation A.6, nous obtenons :

$$\begin{aligned} \vec{B} &= \mu_0(\vec{M} + \frac{\vec{M}}{\chi}) \\ \Rightarrow \vec{B} &= \mu_0(1 + \frac{1}{\chi})\vec{M} \end{aligned} \quad (\text{A.8})$$

Sachant que pour un matériau ferromagnétique $\mu_0(1 + \frac{1}{\chi})$ est constant, \vec{M} et donc colinéaire à \vec{B} et à \vec{H} .

A.3 Efforts induit par l'aimant sur le pousseur

Le champ magnétique extérieur sur le pousseur engendre au sein du pousseur un torseur d'efforts formé d'une résultante \vec{F}_m et d'un moment $\vec{\Gamma}_m$ [20]. L'existence de ce phénomène s'explique facilement. Soit S la surface du pousseur et ds un élément de cette surface, tel que cet élément de pousseur peut être considéré comme un cadre rigide de surface ds et parcouru par un courant constant I . Ce cadre est plongé dans un champ magnétique \vec{B} et traversé par un flux magnétique Φ . Le calcul de ces efforts se fait sur la base d'un déplacement élémentaire dr et d'une rotation élémentaire $d\zeta$.

Le travail des forces de Laplace \mathcal{C}_D s'écrit pour un déplacement élémentaire :

$$d\mathcal{C}_D = Id\Phi \quad (\text{A.9})$$

Le courant étant permanent, à un déplacement fini, correspond un travail des forces de Laplace fini \mathcal{C}_D :

$$\mathcal{C}_D = I\Delta\Phi \quad (\text{A.10})$$

La variation de flux $\Delta\Phi$ ne dépend que des positions initiale et finale du cadre. Le travail \mathcal{C}_D est alors indépendant du chemin suivi, une énergie potentielle d'interaction à courant

constant U peut être définie telle que :

$$\mathcal{C}_D = -\Delta U \quad (\text{A.11})$$

$$\text{avec } U = -I\Phi \quad (\text{A.12})$$

Puisque le travail des forces de Laplace dérive, à courant constant, d'une énergie potentielle, le calcul du torseur en est facilité. Pour un déplacement élémentaire $(dr, d\zeta)$, le travail des forces de Laplace est :

$$d\mathcal{C}_D = -dU = Id\Phi = \vec{F}_m \cdot dr + \vec{\Gamma}_m \cdot d\zeta \quad (\text{A.13})$$

$$\text{avec : } \vec{F}_m = -\vec{\nabla} U \quad (\text{A.14})$$

La résultante issue du travail des forces de Laplace est donc le gradient de l'énergie potentielle d'interaction :

$$\begin{cases} \vec{F}_m = \vec{\nabla} I\Phi \\ \Phi = \iint_S \vec{B} \cdot d\vec{s} = \vec{B} \cdot \iint_S d\vec{s} = \vec{B} \cdot \vec{S} \\ \vec{F}_m = \vec{\nabla} (I\vec{B} \cdot \vec{S}) \\ \text{en posant } \vec{M} = I \cdot \vec{S} \end{cases}$$

$$\vec{R} = \vec{\nabla} (\vec{M} \cdot \vec{B}) \quad (\text{A.15})$$

Pour trouver l'expression du moment $\vec{\Gamma}_m$, le dispositif est placé dans un champ magnétique \vec{B} uniforme. Pour une translation donner, le flux Φ ne se trouve en rien modifié ce qui annule la résultante \vec{F}_m . Le torseur se réduit donc au couple $\vec{\Gamma}_m$:

$$-dU = d(\vec{M} \cdot \vec{B}) = d\vec{M} \cdot \vec{B} = (d\zeta \wedge \vec{M}) \cdot \vec{B} = (\vec{M} \wedge \vec{B}) \cdot d\zeta$$

$$d\mathcal{C}_D = \vec{\Gamma}_m \cdot d\zeta \Rightarrow \vec{\Gamma}_m = \vec{M} \wedge \vec{B} \quad (\text{A.16})$$

Le pousseur subit donc de la part de l'aimant une résultante, appelée force magnétique (\vec{F}_m) et un moment appelé couple magnétique ($\vec{\Gamma}_m$).

Annexe B

Comportement du pousseur

B.1 Méthode de la fausse position ou *regula falsi*

La méthode de la fausse position ou *regula falsi* permet de déterminer numériquement le zéro d'une fonction en combinant les possibilités de la méthode de dichotomie et de la méthode de la sécante.

L'algorithme de recherche procède en plusieurs étapes :

- calcul de deux valeurs de couples pour deux orientations α différentes du pousseur : les deux couples trouvés doivent être de signe opposé (les points A et B sur la figure [B.1](#)) ;
- calcul des coordonnées de la droite l_1 passant par ces deux points et recherche de la valeur de l'angle α qui annule la droite : le point C ;
- si $\Gamma(\alpha) \sim 0$ alors l'angle α est considéré comme l'angle à l'équilibre ;
- si $\Gamma(\alpha) \neq 0$ alors l'équation d'une nouvelle droite l_2 est calculée. Cette droite passe par $\Gamma(\alpha)$, le point D , ainsi que par un des deux autres points précédemment calculé choisi en fonction de son signe, le point A sur la figure [B.1](#), ;
- de nouvelles itérations sont effectuées jusqu'à l'obtention du point I .

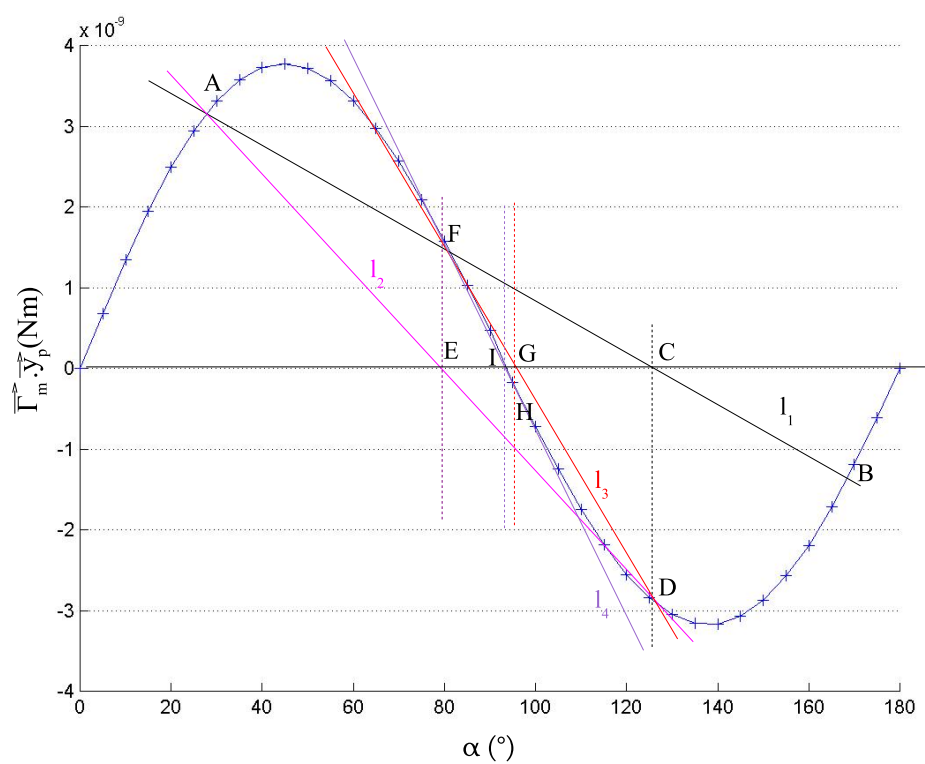


FIG. B.1 – Algorithme de recherche de l'angle α à l'équilibre.

B.2 Détermination de la position d'équilibre stable du pous-seur

Lorsque le pous-seur effectue une rotation d'axe \vec{z}_a autour du point I , il possède deux positions d'équilibre. Une position stable et une position instable d'angle relatif $\pi/2$ modulo π (voir la figure B.2).

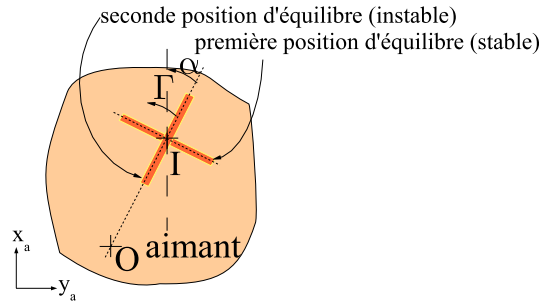


FIG. B.2 – Deux positions d'équilibres possibles : la première position d'équilibre est stable contrairement à la seconde.

L'évolution de la valeur du couple total $\vec{\Gamma}$ subi par le pous-seur en fonction de la valeur de l'angle α est donnée par la figure B.3.

La position d'équilibre du pous-seur est déterminée pour un couple total nul. La stabilité de la position du pous-seur est déterminée en fonction de l'évolution du couple total autour de la position d'équilibre.

Dans le cas de la première position d'équilibre (voir la figure B.2), lorsque le pous-seur quitte cette position, le couple total subi par le pous-seur est du signe opposé au mouvement et agit comme un couple de rappel sur le pous-seur, le ramenant vers cette position.

Dans le cas de la seconde position d'équilibre (voir la figure B.2), lorsque le pous-seur quitte cette position, le couple total subi par le pous-seur est du même signe que le mouvement et l'amplifie donc, éloignant davantage le pous-seur de cette position.

Ainsi, la position d'équilibre stable correspond une évolution décroissante du couple total.

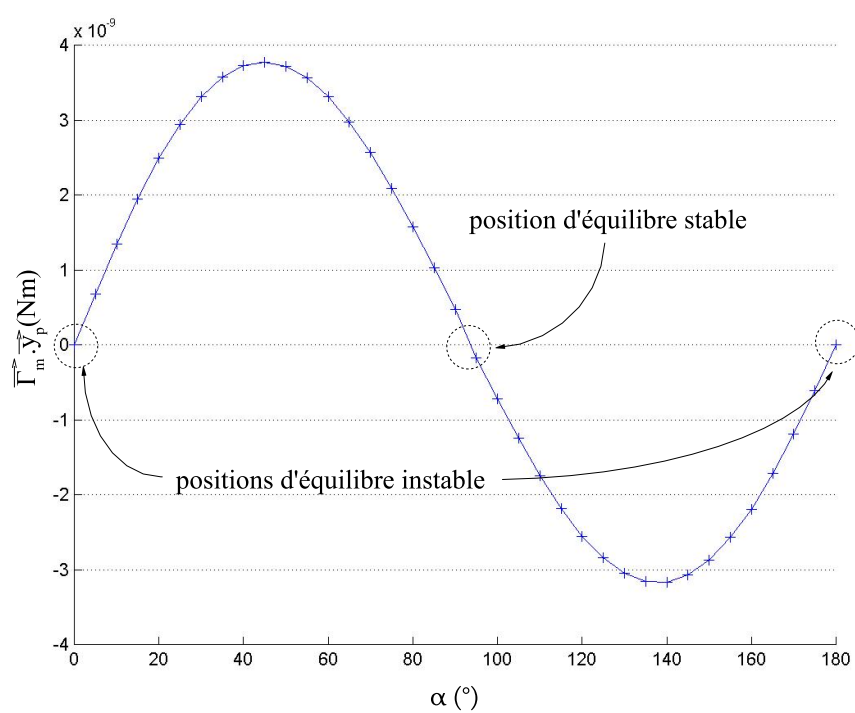


FIG. B.3 – Evolution du couple magnétique en fonction de la valeur de l'angle α

B.3 Détermination de la constante de temps du comportement du pousseur

B.3.1 Calcul de la constante de temps

D'après le principe fondamental de la dynamique :

$$\Gamma_t = J\ddot{\alpha} \quad (\text{B.1})$$

avec J : le moment d'inertie en rotation du pousseur

Par linéarisation de la variation du couple magnétique total $\vec{\Gamma}_t$ autour de zéro (voir la figure B.4), nous obtenons :

$$k(\alpha_m - \alpha) = J\ddot{\alpha} \quad (\text{B.2})$$

Par l'intermédiaire de la transformée de LAPLACE, nous obtenons :

$$\begin{aligned} k\alpha_m - k\alpha &= J \times p^2\alpha \\ \Rightarrow k\alpha_m &= \alpha(k - Jp^2) \\ \Rightarrow \frac{\alpha}{\alpha_m} &= \frac{k}{k - Jp^2} \\ \Rightarrow \frac{\alpha}{\alpha_m} &= \frac{1}{1 - \frac{J}{k}p^2} \end{aligned} \quad (\text{B.3})$$

Par décomposition de ce système, du deuxième ordre, en éléments du premier ordre, nous obtenons la constante de temps du système :

$$\tau = \sqrt{\frac{J}{k}} \quad (\text{B.4})$$

Le calcul de la constante de temps durant la phase de translation du pousseur est similaire en utilisant la relation suivante :

$$F_t = m\ddot{O}I_x \quad (\text{B.5})$$

avec : $\begin{cases} F_t : \text{la somme des forces tangentielles } f_a \times F_{mz} - F_{mx} \\ m : \text{la masse du pousseur} \end{cases}$

B.3.2 Calcul du moment d'inertie

Le moment d'inertie d'une plaque parallélépipédique d'épaisseur e , d'une surface S ayant un mouvement de rotation autour de l'axe y passant par le centre de symétrie est de (voir la figure B.5) :

$$J_y = \int x^2 \cdot dm \quad (\text{B.6})$$

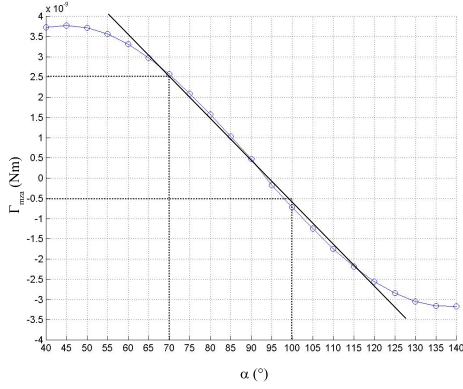
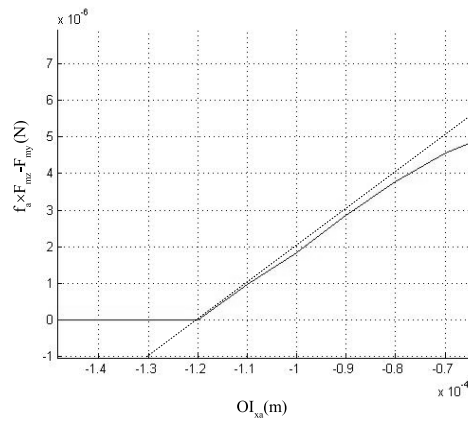
(a) Linéarisation de $\Gamma_{z\alpha} = f(\alpha)$.(b) Linéarisation de $\Gamma_{xp} = f(\beta)$.(c) Linéarisation de $(f_a \times F_{mz} - F_{my}) = f(\beta)$.

FIG. B.4 – Linéarisation de l'évolution du couple magnétique et de la force magnétique au voisinage de 0.

Un élément de volume du rectangle (partie hachurée) est donnée par :

$$dV = Sdx \Rightarrow dm = \rho Sdx \quad (\text{B.7})$$

d'où :

$$J_y = \int_{-L/2}^{L/2} x^2 \rho S dx = \rho S \left\{ \frac{\left(\frac{L}{2}\right)^3}{3} - \frac{\left(-\frac{L}{2}\right)^3}{3} \right\} = \rho S \frac{L^3}{12} = \rho S L \frac{L^2}{12} \quad (\text{B.8})$$

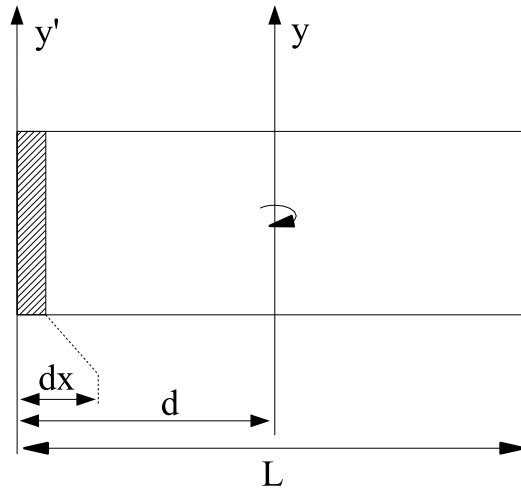


FIG. B.5 – Rotation d'une plaque parallélépipédique autour d'un axe

D'après le théorème de Huygens, le moment d'inertie d'un objet en rotation autour d'un axe y' distant de d de y est de :

$$J_{y'} = J_y + \rho S L d^2 \quad (\text{B.9})$$

d'où le moment d'inertie total :

$$J_{y'} = \rho S L \frac{L^2}{12} + \rho S L \frac{L^2}{4} = \rho e \frac{L^4}{3} \quad (\text{B.10})$$

B.3.3 Application numérique

Mouvement du pousseur	Valeur de l'inertie/masse du pousseur	Pente de la linéarisation	Valeur de la constante τ
Rotation α d'axe \vec{z}_a autour de I	$5.88 \times 10^{-18} \text{ kg.m}^2$	$2.8 \times 10^{-9} \text{ Nm.rad}^{-1}$	$45 \times 10^{-6} \text{ s}$
Rotation β d'axe \vec{x}_p autour de I	$2.34 \times 10^{-17} \text{ kg.m}^2$	$1.6 \times 10^{-8} \text{ Nm.rad}^{-1}$	$37 \times 10^{-6} \text{ s}$
Translation dans le plan (\vec{x}_m, \vec{y}_m)	$87.3 \times 10^{-9} \text{ N}$	10^{-1} N.m^{-1}	$930 \times 10^{-6} \text{ s}$

TAB. B.1 – Constante de temps des mouvements du pousseur

Annexe C

Vidéos présentes sur le cédérom

désignation	Durée	nom du fichier
Sédimentation des billes de verre de 150 à 200 μm de diamètre au fond du canal	6 s	7.9.sédimentation.avi
Cycle de va et vient d'une bille en verre de 150 à 200 μm de diamètre en boucle ouverte	21 s	7.10.Cycle_va_et_vient.avi
Manipulation de 3 billes en verre de 150 à 200 μm de diamètre dans le canal	1 min 41 s	7.11.Poussée_billes.avi
Manipulation d'un ovocyte humain	26 s	7.12.Poussée_ovocyte.avi

TAB. C.1 – Désignation des vidéos

Pour plus de confort durant la visualisation, la vitesse des 4 vidéos a été multipliée par 3.

Bibliographie

- [1] « Rapport d'activité pour la période 2002-2004 du Laboratoire d'Automatique de Besançon UMR-6596 ». Technical Report, 2004.
- [2] C. ALEXIOU, R. JURGONS, F.G. PARAK, et T. WEYH. « Applications of nanotechnology in medicine ». In *Proceedings of the 2004 IEEE Nano*, Munich, Germany, august 2004.
- [3] H. ANDERSSON et A. Van Den BERG. « Microfluidic devices for cellomics : a review ». *Sensors and actuators B : Chemical*, 92(3) :315–325, juillet 2003.
- [4] H. ANDERSSON et A. Van Den BERG. « Microtechnologies and nanotechnologies for single-cell analysis ». *Current Opinion in Biotechnology*, 15(1) :44–49, février 2004.
- [5] F. ARAI, H. MARUYAMA, T. Sakami aadn A. ICHIKAWA, et T. FUKUDA. « Non-Contact Manipulation of Biological Cells ». In *Proceedings of the Workshop Microrobtics for biomanipulation, IROS03*, pages 50–60, Las Vegas, USA, Oct 2003.
- [6] F. ARAI, C. NG, et T. FUKUDA. « Positioning and Immobilization of Singe-Cell in Thermo Sensitive Hydro Gel Using Optical Tweezers ». In *Positioning and Immobilization of Singe-Cell in 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 438–443, Edmonton, Canada, August 2005.
- [7] F. ARAI, M. OGAWA, et T. FUKUDA. « Indirect Manipulation and Bilateral Control of the Microbe by laser Manipulated Microtools ». In *Proc. Of the 2000 IEEE/RSJ Int. Conf. On Intelligent Robots and Systems*, 2000.
- [8] F. ARAI, M. OGAWA, A. ICHIKAWA, M. DEGUCHI, T. FUKUDA, K. HORIO, et KOUICHI. « Separation of Target Microbe in Microchip by Flow Balancing and Visually Guided Laser Tele-Manipulator ». In *Conférence Micro TAS 2000*, Enschede Netherland, 15-18 May 2000.
- [9] F. ARAI, T. SAKAMI, et H. MARUYAMA. « Minimally Invasive Micromanipulation of Microbe by Laser Trapped Micro Tools ». In *Proceedings of the 2002 IEEE International conference on robotics and automation*, pages 1937–1942, Washington DC, May 2002.
- [10] F. ARAI, T. SAKAMI, K. YOSHIKAWA, H. MARUYAMA, et T. FUKUDA. « Synchronized Laser Micromanipulation of Microtools for Assembly of Microbeads an,d Indirect Manipulation of Microbe ». In *Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ IROS*, pages 2121–26, Las-Vegas, USA, Oct 2003.

- [11] A. ASHKIN. *Apparatuses for trapping and accelerating neutral particles*. United States Patent, Patent Number US 3 808 550, 30 April 1974.
- [12] A. ASHKIN et J. M. DZIEDZIC. « Optical Trapping and Manipulation of Virues and Bacteria ». *Science*, 235 :1517–1520, Mar. 20 1987.
- [13] M. ATAKA, A. OMODAKE, et FUJITA. « A Biomimetic Micro Motion System ». In *Proc. 7th International Conference on Solid-State Sensors and Actuators Transducer*, pages 38–41, 1993.
- [14] T. ATAKA. « The experimental microfactory system in japanese nation R&D project. ». *Seiko instruments inc*, 2001.
- [15] R.H. AUSTIN, W.D.VOLKMUTH, et L.C.RATHBUN. « Microlithographic arraya for macromolecule and cell fractionation ». *United States Patent, patent Number US5 837 115*, 17 novembre 1998.
- [16] B. BAE, N. KIM, H. KEE, S.-H. KIM, Y. L., S. LEE, et K. PARK. « Feasibility test of an electromagnetically driven valve actuator for glaucoma treatment ». *Journal of Microelectromechanical Systems*, 11(4) :344–54, august 2002.
- [17] D. BEEBE, M. WHEELER, H. ZERINGUE, E. WALTERS, et S. RATY. « Microfluidic technology for assisted reproduction ». *Theriogenology*, 57(1) :125–135, 2002.
- [18] N. BENCHEIKH, C. PRELLE, F. LAMARQUE, et E. DORÉ. « Performances of an electromagnetic linear mini-actuator ». In *ACTUATOR 2004, 9th International Conference on New Actuators*, pages 657–660, Bremen, Germany, Juin 2004.
- [19] S. BENDIB, O. FRANÇAIS, P. TABELING, et H. WILLAIME. « Analytical study characterisation of micro-channel and passive micro-diode ». In *12th micromechanics europe workshop MME2001*, Cork, Ireland, Septembre 2001.
- [20] M. BERTIN, J.P. FAROUX, et J. RENAULT. *Cours de Physique électromagnétique*, volume 3 et 4. 1986.
- [21] M. BOUKALLEL, J. ABADIE, et E. PIAT. « Levitated micro-nano force sensor using diamagnetic materials ». In *Proc. Of the Int. Conference on Robotics and Automation*, Taipei, Taiwan, 2003.
- [22] M. BOUKALLEL, E. PIAT, et J. ABADIE. « Micromanipulation tasks using passive levitated force sensing manipulator ». In *Proc. of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems - IROS03*, LasVegas - USA, nov 2003.
- [23] M. BOUKALLEL, E. PIAT, et J. ABADIE. « Passive diamagnetic levitation : theoretical foundations and application to the design of a micro-nano force sensor ». In *Proc. of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems - IROS03*, LasVegas - USA, nov 2003.
- [24] T. BOUROUINA, E. LEBRASSEUR, G. REYNE, A. DEBRAY, H. FUJITA, A. LUDWIG, E. QUANDT, H. MURO, T. OKI, et A. ASOKA. « Integration of two degree-of-freedom magnetostrictive actuation and piezoresistive detection : application to a two-dimensional optical scanner ». *Journal of Microelectromechanical Systems*, 11(4) :355–61, august 2002.

- [25] J. BRUFAU, M. Puig-Vidal and J. López-Sánchez and J. SAMITIER, W. DRIESEN, J.-M. BREGUET, N. SNIS, U. SIMU, S. JOHANSSON, J. GAO, T. VELTEN, J. SEYFRIED, R. ESTAÑA, et H. WOERN. « MICRON : Small Autonomous Robot for Cell Manipulation Applications ». In *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 856–861, Barcelona, Spain, April 2005.
- [26] T. BUDDE, M. HAHN, M. FÖHSE, J. EDLER, H.-D. STÖLTING, et H.H. GATZEN. « Design, fabrication, and characterization of a hybrid linear micro step motor ». In *ACTUATOR 2004, 9th International Conference on New Actuators*, pages 665–668, Bremen, Germany, Juin 2004.
- [27] K. N. CHABANE. « Etude bibliographique sur la micro-usine d’assemblage du futur et perspectives. ». Mémoire de dea, Université de Franche-Comté, Laboratoire d’Automatique de Besançon, septembre 2002.
- [28] H.Y. CHAN et W.J. LI. « A Thermally Actuated Polymer Micro Robotic Gripper for Manipulation of Biological Cells ». In *Proceedings of the 2003 IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation*, pages 288–293, Tapei, Taiwan, sept 2003.
- [29] M.Y. CHEN, T.B. LIN, M.C. SHIU, et L.C. FU. « Novel Design of a 6-DOF Planar Maglev Positioning System ». In *Proceeding of the 2003 IEEE/ASME International Conférence on Advanced Intelligent mechatronics (AIM)*, pages 290–295, Kobe, Japan, July 2003.
- [30] S. CHU et S.J. KRON. *Method for optically Manipulating polymer filaments*. United States Patent, Patent Number US 5 079 169, 7 jan. 1992.
- [31] O. CUGAT. *Micro-actionneurs électromagnétiques (MAGMAS)*. Hermes Sciences, 2002.
- [32] O. CUGAT, J. DELAMARE, et G. REYNE. « Micro-actionneur magnetiques ». In *Actes des troisièmes journées du reseau thématique pluridisciplinaire microrobotique*, Lausanne, SUISSE, décembre 2004.
- [33] M. DAUGE, M. BOUKALLEL, M. GAUTHIER, J. ABADIE, et E. PIAT. « Bio-microfactory for automatic in-vitro fertilization process ». In *4th International Workshop on Microfactories, IWMF’04*, volume 2, pages 432–435, Shanghai, China, 15-17 octobre 2004.
- [34] M. DAUGE, M. GAUTHIER, et E. PIAT. « Cell transport system for bio-microfactory automation In-Vitro Fertilization ». In *acte de International conference on nanomaterials, NANO’05*, Sivakasi, Tamil Nadu, Inda, 12-15 juillet 2005.
- [35] M. DAUGE, M. GAUTHIER, et E. PIAT. « Modelling of a 2dD magnetic cell transport system ». In *acte de IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS’05*, pages 4098–4103, Edmonton, Canada, 2-6 août 2005.
- [36] M. DAUGE, M. GAUTHIER, et E. PIAT. « Modélisation d’un translateur magnétique pour des cellules biologiques non adhérentes ». In *actes des 7èmes journée du pôle microrobotique, 3ème journée du RTP microrobotique, RTP’04*, page 6 pages, Lausannes, Suisse, 7-8 décembre 2004.

- [37] V. FERNANDEZ, O. CUGAT, G. REYNE, et S. BASROUR. « An induction micro-motor on a permanent magnet bearing ». In *Actes d'Actuator 2000*, Bremen, Allemagne, 2000.
- [38] A. FERREIRA, Y. HADDAB, P. LUTZ, et C. PRELLE. « Rapport de mission "Micro-usine 2003 - JAPON" ». (SMM03-056), août 2003.
- [39] R. FEYNMAN. « Infinitesimal Machinery ». *J. of Microelectromechanical System*, 2(1), 1993.
- [40] R. FEYNMAN, R. LEIGHTON, et M. SANDS. *Le cours de physique de Feynman, électromagnétisme*, volume 1 et 2. Les cours de référence edition, 1999.
- [41] M. FOHSE, J. EDLER, H.D. STOLTING, et H.H. GATZEN. « Design, fabrication, and characterization of a miniature linear asynchronous motor ». In *Proceeding of Actuator 2002*, pages 176–179, Bremen, germany, Juin 2002.
- [42] M. FRENEA, S. P. FAURE, B. Le PIOUFLE, Ph. COQUET, et H. FUJITA. « Positioning living cells on a high-density electrode array by negative dielectrophoresis ». *Materials Science and Engineering*, 23 :597–603, 2003.
- [43] G. FUHR, T. MULLER, T. SCHNELLE, R. HAGEDORN, A. VOIGT, S. FIEDLER, W. M. ARNOLD, U. ZIMMERMANN, B. WAGNER, et A. HEUBERGER. « Radio-Frequency Microtools for particle and live cell manipulation ». *Naturwissenschaften Ed. Springer-Verlag Berlin*, 81(12) :528–35, 1994.
- [44] G. FUHR et Ch. REICHLE. « Living Cells in Opto-Electrical Cages-Characterisation Manipulation and Force Measurements ». In *Conférence Micro TAS 2000*, Enschede Netherland, 15-18 May 2000.
- [45] P. GASCOYNE, X.WANG, Y.HUANG, et F.BECKER. « Diélectrophoretic separation of cancer from blood ». *IEEE proc.*, pages 1366–1373, 1995.
- [46] T. GAUGEL, M. BENDEL, D. MALTHAN, J. SCHLIESSER, J. KEGELER, et G. MUNZ. « Miniaturized reconfigurable micro-assembly system ». In *Proc. of Int. Precision Assembly Seminar (IPAS)*, Bad Hofgastein, Austria, February 2004.
- [47] J.Y. GAUTHIER. « Conception d'actionneurs à base d'alliage à mémoire de forme magnétique ». Mémoire de stage du diplôme d'étude approfondie, Laboratoire d'Automatique de Besançon (LAB), Besançon, France, septembre 2004.
- [48] M. GAUTHIER. « Conception et commande d'un dispositif magnétique de micromanipulation par poussée, application à la manipulation de micro-objet biologiques ». PhD thesis, U.F.R des sciences et techniques de l'université de Franche-Comté, 2002.
- [49] M. GAUTHIER et E. PIAT. « An electromagnetic micromanipulation system for single cell manipulation ». *J. of Micromechatronics*, 2(2) :87–119, Feb 2004.
- [50] I. GIAEVER. *Magnetic separation of biological particles*. United States Patent, Patent Number US 3 970 518, 20 July 1976.
- [51] P.A. GILLES. « Conception et réalisation de micromoteurs planaires à aimants permanent ». PhD thesis, Institut national polytechnique de Grenoble, septembre 2001.

- [52] H. GUCKEL, T.R. CHRISTENSON, H.J. SKROBIS, T.S. JUNG, J. KLEIN, K.V. HARTOJO, et WIDJAJA. « A first functional current excited planar rotational magnetic micromotor ». In *Proceeding of IEEE Micro Electro Mechanical Systems*, pages 7–11, Fort Lauderdale Florida, february 1993.
- [53] D. S. HALIYO, Y. ROLLOT, et S. REGNIER. « Manipulation of micro-objects using adhesion forces and dynamical effects ». In *Proceedings of the 2002 IEEE International conference on robotics and automation*, pages 1949–1954, Washington DC, May 2002.
- [54] K-H HAN et A. Bruno FRAZIER. « A Microfluidic System for Continuous Magnetophoretic Separation of Suspended Cells Using Their Native Magnetic Properties ». In *Proceeding of the nanotech 2005 conference*, pages 187–190, Anaheim, Etats Unis, 8-12 mai 2005.
- [55] T. HONDA, K.I. ARAI, et M. YAMAGUCHI. « Fabrication of Magnetostrictive Actuators using Rare-Earth (Tr Sm)-Fe Thin Films ». *J. Appl. Phys.*, 76(10) :6944–6999, 1994.
- [56] A. ICHIKAWA, F. ARAI, H. MARUYAMA, T. FUKUDA, et T. KATSURAGI. « Single Cell Trap on a Chip Using In-situ Microfabrication with Photo-Crosslinkable Resin and Thermal Gelation ». In *Proceedings of the 2004 IEEE ICRA*, pages 2848–53, New Orleans, USA, April 2004.
- [57] E.W.H. JAGER, A. SELBING, M. KROGH, M. SKOGLUND, O. Inganas and C. IMMERSTRAND, et K.E. Magnusson K. HOLMGREN-PETERSON. « Microactuators based on polypyrrole for biomedicine ». In *Proceedings of Actuator 2002*, pages 388–390, Bremen, Germany, Juin 2002.
- [58] Y.H. JANG et Y.K. KIM. « Fabrication of Electromagnetic Micromirror Array ». In *Proceedings of SPIE*, editor, *Micromachinig and Microfabrication Process technology*, volume 4557, pages 395–402, 2001.
- [59] J. W. JUDY, R. S. MULLER, et H. H. ZAPPE. « Magnetic microactuation of polysiliconflexure structures ». In *Tech. Dig. Solid-State Sensor and Actuator Workshop*, pages 43–48, Hilton Head Island, June 13-16 1994.
- [60] J. T. KEMSHEAD et J. UGELSTAD. « Magnetic separation techniques : their application to medecine ». *Molecular and cellular Biochemistry*, 67 :11–18, 1985.
- [61] M. B. KHAMASEE, N. KATO, Y. NOMURA, et T. NAKAMURA. « Design and control of a microbotic system using magnetic levitation ». *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 7(1) :1–13, March 2002.
- [62] W.J. KIM. « Six-Axis Nano-positioning with planar Magnetic Levitation ». In *Proc. Of the IEEE Nano2001 Conference*, Maui - Hawaii, 29 Oct. - 3 Nov 2001.
- [63] T. KITAHARA, K. ASHIDA, M. TANAKA, Y. ISHIKAWA, N. OYAMA, et Y. NAKAZAWA. « Microfactory and microlathe ». In *Actes de International workshop on microfactory*, pages 1–8, Tsukuba, Japon, Decembre 1998.
- [64] J. KRÜGER, K. SINGH, A. O’NEILL, C. JACKSON, A. MORRISON, et P. O’BRIEN. « Development of a microfluidic device for fluorescence activated cell sorting ». *Journal of micromechanics and microengineering*, 12(4) :486–494, 2002.

- [65] H. KÖSER, F. CROS, M.G. ALLEN, et H.J. LANG. « A high torque density MEMS magnetic induction machine ». In *Actes de Transducers'01-Euroensors XV*, Munich, Juin 2001.
- [66] P. LAMBERT. « Simulation dynamique d'une tâche de micromanipulation utilisant les forces de surface ». Technical Report, Université libre de Bruxelles, faculté de sciences appliquées, Service de mécanique analytique et CFAO, 2003.
- [67] C.Y. LEE, J.L. LIN, C.S. LIAO, F.C. HUANG, et G.B. LEE. « Integrated Microfluidic Systems for DNA Analysis ». 2004.
- [68] G. LI, N. XI, et D.H. WANG. « Functionalized Nano-Robot End Effector for in situ Sensing and Manipulation of Biological Specimen ». In *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 450–455, Barcelona, SPain 2005.
- [69] G. LI, Ning XI, M. YU, F. SALEM, D. H. WANG, et J. LI. « Manipulation of Living cells by Atomic Force Microscopy ». In *Proceedings of the 2003 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2003)*, pages 862–67, Port Island, Kobe, Japan, July 2003.
- [70] P. C. LI et D. J. HARRISON. « Transport Manipulation and Reaction of Biological Cells On-chip Using Electrokinetic Effects ». *Anal. Chem.*, 69 :1564–68, 1997.
- [71] C. LIU. « Development of surface micromachined magnetic actuators using electroplated permalloy. ». *Mechatronics (Oxford)*, 8(5) :613–633, 1998.
- [72] C. LIU, T. TSAO, P. WILL, Y. TAI, et W. LIU. « A Micromachined magnetic actuator array for microrobotics assembly systems. ». In *Transducers - Digest Int. Conf. On solid State Sensors and Actuators*, volume 1, pages 328–331, Stockholm Sweden, June 1995.
- [73] C. LIU et Y.W. YI. « Micromachined magnetic actuators using electroplated permalloy ». *IEEE transactions on magnetics*, 35(3) :1976–85, 1999.
- [74] P. LOMBARD, R. RUIZ, C. GUÉRIN, V. LECONTE, C. BATAILLE, et S. BELLARD. « 3D MOTION IN MAGNETIC ACTUATOR MODELLING ». In *ACTUATOR 2004, 9th International Conference on New Actuator*, pages 649–652, Bremen, Germany, juin 2004.
- [75] S. MASUDA, M. WASHIZU, et I. KAWABATA. « Movement of blood cells in liquids by nonuniform travelling fields ». *IEEE transactions on Industry Applications*, 24(2) :217–222, mars 1988.
- [76] T. MATSUDA, T. SUGAWARA, et K. INOUE. « Two-dimensional cell manipulation technology : an artificial neural circuit based on surface microphotoprocessing ». *Asaio Journal* Ed. Lippincott Hagerstown, 38(3) :243, 1992.
- [77] D. MAUGIS. « Adhesion of spheres : the J.K.R-D.M.T transition using a dugdale model ». *Journal of colloid and interface science*, 150(1) :234–269, 1992.
- [78] V. METZLER, T. LEHMANN, et T. AÖCH. « Morphological multiscale shape analysis of light micrographs ». *Proceedings of SPIE, 2003*, 3961 :227–238, 2003.

- [79] T. MORITA, K. SHIMIZU, M. HASEGAWA, K. OKA, et T. HIGUCHI. « A miniaturized levitation system with motion control using a piezoelectric actuator ». *IEEE transactions on control systems technology*, 10(5) :666–670, September 2002.
- [80] Y. MORITO, S. SHIKANO, C. NISHIOKA, et K. HORIO. *Laser Manipulation apparatus and cell plate used therefor*. United States Patent, Patent Number US 5 952 651, 14 sept 1999.
- [81] D. B. MOTT, S. ASLAM, K. A. BLUMENSTOCK, R. K. FETTIG, D. FRANZ, A. S. KUTYREV, M. J. LI, C. J. MONROY, S. H. MOSELEY, et D. S. SCHWINGER1. « Magnetically actuated microshutter arrays ». In *Proceedings of SPIE*, editor, *MOEMS and Miniaturized systems*, volume 4561, pages 163–170, 2001.
- [82] K. MUSTAFA, J. WROBLEWSKI, K. HULTENBY, B. SILVA LOPEZ, et K. ARVIDSON. « Effects of titanium surfaces blasted with TiO₂ particles on the initial attachment of cells derived from human mandibular bone ». *Clinic oral implants research*, pages 116–128, 2000.
- [83] T. NAKAMURA, K. SHIMAMURA, et T. ANDOU. « A Magnetic Parallel Motion Hand for Micro Grasping and Processes ». In *Proceedings of the 2001 IEEE International conference on robotics and automation*, pages 3920–3925, Seoul, Korea, May 2001.
- [84] X. NIE, A. LEYLAND, et A. MTTHEWS. « Deposition of layered bioceramic hydroxyapatite/TiO₂ coating on titanium alloys using a hybrid technique of micro-arc oxidation and electrophoresis ». *Surface & coating technology*, pages 407–414, 2000.
- [85] P.H. O'FARRELL. « High Resolution Two-Dimensional Electrophoresis of Proteins ». *The journal of biological chemistry*, 250(10) :4007–4021, May 1976.
- [86] H. OGAWA. « Micro-assembly system ». *Corporate R&D Center, and Olympus Optical CO. LTD.*
- [87] K. OHARA, K. OHBA, T. TANIKAWA, M. HIRAKI, S. WAKATSUKI, et M. MIZUKAWA. « Hands Free Micro Operation for Protein Crystal Analysis ». In *Proceeding of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1728–1733, Sendai - Japan, September 28 - October 2.
- [88] G. PALERMO, H. JORIS, P. DEVROEY, et A.C. Van STEIRTEGHEM. « Pregnancies after intracytoplasmic injection of single spermatozoon into an oocyte ». In *Lancet*, 4 Juillet 1992.
- [89] Y.V. PAN, Y. HANEIN, D. leach SCAMPAVIA, K.F. BOHRINGER, B.D RATNER, et D.D. DENTON. « A precision technology for controlling protein adsorption and cell adhesion in biomems ». 2000.
- [90] H.W. PARK et S.Y. LIANG. « On the performance advantages of microscale machine tools ». In *Proc. of the Int. Workshop on Microfactories*, pages 92–97, Shanghai, China, October 2004.
- [91] J. PARK, S.H. JUNG, Y.H. KIM, B.K., S.K. LEE, B. JU, et K.I. LEE. « An Integrated Bio Cell Processor for Single Embryo Cell Manipulation ». In *Proceeding*

- of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 242 – 247, Sendai, Japan, September 28 - October 2 2004.
- [92] B. Le PIOUFLE, P. SURBLED, H. NAGAI, K.S. CHUN, Y. MURAKAMI, E. TAMIYA, et H. FUJITA. « Attachment of cells on microsystems : application to the gene transfection ». In *10th International Conference on Solid-State Sensors and Actuators Transducers'99*, Sendai Japon, June 1999.
 - [93] H.A. POHL. « Dielectrophoresis ». *Cambridge University Press*, 1978.
 - [94] M. RAKOTONDRABE, Y. HADDAB, et P. LUTZ. « Modular and re-organizable micromanipulation station ». In *Actes des 7èmes Journées du Pôle Microrobotique, 3èmes Journées du RTP Microrobotique*, Lausanne, 7 et 8 décembre 2004.
 - [95] G. REYNE, L. HOULET, Y. TAKAHASHI, T. BOUROUINA, et H. FUJITA. « Advantages and examples of Electromagnetic Actuation for MOEMS about Scale Reduction Law and remote control ». In *Proc. of Mechatronics'01 - 5th Franco-Japanese Congress - 3rd European-Asian Congress*, pages 586–591, Besancon - France, 9-11 Oct 2001.
 - [96] S. RÉGNIER, P. ROUGEOT, et N. CHAILLET. « Modélisation des effets microscopiques pour la micro-manipulation ». In *Actes des 7èmes journées du pôle microrobotique et des 3èmes journées du RTP microrobotique*, Décembre 2004.
 - [97] J.S. RHO, C.H. LEE, M.H. CHOI, et H.K. JUNG. « Analysis of micro positioning actuator using three dimensional finite element method ». In *ACTUATOR 2004, 9th International Conference on New Actuators*, pages 791–795, Bremen, Germany, juin 2004. Présentation d'une modélisation d'un actionneur de micro-positionnement par actionnement électromagnétique.
 - [98] A. ROSENTHAL et J. VOLDMAN. « Dielectrophoretic Traps for Single-Particle Patterning ». *Biophysical Journal*, 88 :2193–2205, mars 2005.
 - [99] P. ROUGEOT, M. DAUGE, S. DEMBÉLÉ, et N. CHAILLET. « Vision-based control of AFM-Based micromanipulation ». In *Acte du International Advanced Robotique Program*, Moscou, russie, avril 2003.
 - [100] Z. SADANI, D. MARSAUT, D. WACOGNE, T. GHARBI, C. PIERALLI, V. ARMSBUSTER, C. ROUX, J. COHEN, et G. TRUGNAN. « MOEMS : New tools for cell nanometrology ». *Laser Physics*, 12(4) :605–610, 2002.
 - [101] H. SAOTOME, T. SASAKI, et O. SAITO. « Two dimensional positioning of a magnet using controlled magnetic field ». *Digest of intermag 99 IEEE*, 1999.
 - [102] M. SAVIA, Q.Z., et H.N. KOIVO. « Simulating adhesion forces between arbitrarily shaped objects in micro/nano-handling operations ». In *Proceeding of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1722–1727, Sendai, Japan, September 28 - October 2 2004.
 - [103] M. SENDOH, A. NORIYUKI, I. KAZUSHI, I. MITSUTERU, H. TOSHIYUKI, et A.K. ICHI. « Analysis of swimming Properties and Design of Spiral-Type Magnetic Micromachine ». *J. of Robotics and Mechatronics*, 12(2), 2000.

- [104] X. SHAN, S.K. KUO, J. ZHANG, et C.H. MENQ. « Ultra precision motion control of a multiple degrees of freedom magnetic suspension stage ». *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 7(1) :67–78, march 2002.
- [105] J. SUH, R. ARLING, K. BÖRHINGER, B. DONALD, et H. BALTES. « CMOS Integrated Ciliary Actuator Array as a General-Purpose Micromanipulation Tool for Small Objects ». *Journal of microelectromechanical systems*, 8(4) :483–496, 1999.
- [106] Y. SUN, K. T. WAN, B. J.NELSON, J. BISCHOF, et K. ROBERTS. « Mechanical property characterization of the mouse zona pellucida ». *IEEE Transactions on NanoBioScience*, 2(4) :279–286, 2003.
- [107] Yu SUN et Bradley J. NELSON. « Microrobotic Cell injection ». In *Proc. Of the 2001 IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation*, pages 620–625, Seoul - Korea, 21-26 May 2001.
- [108] I. SUORSA, J. TELLINEN, I. AALTIO, E.PAGOUNIS, et K. ULLAKKO. « Design of active element for msm-actuator ». In *Acte d’Actuator 2004, 9 th International Conference on New Actuator*, pages 573–576, Bremen, Allemagne, juin 2004.
- [109] I. SUORSA, J. TELLINER, E. PAGONNIS, I. AALITO, et K. ULLAKKO. « Applications of Magnetic -shape memory actuators ». In *Proc. of the 8th International Conference on New Actuators - Actuator 2002*, pages 158–161, Bremen, Deutschland, Juin 2002.
- [110] F. TAGLIARENI, M. NIERLICH, O. STEINMETZ, T. VELTEN, J. BRUFAU, J. LÓPEZ-SÁNCHEZ, M. PUIG-VIDAL, et J. SAMITIER. « Manipulating biological cells with a micro-robot cluster ». In *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 426–431, Edmonton, Canada, August 2005.
- [111] M. TANAKA. « Development of desktop machining microfactory ». *Focused on Advances on Micro-mechanical Fabrication Techniques*, (34) :46–49, avril 2001.
- [112] J. TELLINEN, I. SUORSA, I. AALTIO, et K. ULLAKKO. « Basic properties of magnetic shape memory actuators ». In *Proceedings of Actuator 2002*, pages 566–569, Bremen, Germany, Juin 2002.
- [113] A. TISELIUS. « Electrophoresis and Adsorption Analysis as Aids in Investigations of Large Molecular Weight Substances and Their Breakdown Products ». In *Nobel Lectures, Chemistry 1942-1962*, 1964.
- [114] H. TOWBIN, T. STAEBELIT, et J. GORDON. « Electrophoretic transfer of proteins from polyacrylamide gels to nitrocellulose sheets : Procedure and some applications ». In *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, volume 76 of *Biochemistry*, pages 4350–4354, September 1979.
- [115] J. TSIBOUKIS, M. STONE, A.A. THORPE, P. GRAHAM, E. BARDU, P.J. EATON, J.R. SMITH, T.G. NEVELL, et R.J. EWEN. « Fluoropolmer coating with inherent resistance to biofouling ». *Surface coating international partB : Coating transactions*, 85(84) :301–308, November 2002.
- [116] N. TSUKADA, K. KUDOH, A. YAMAMOTO, T. HIGUCHI, M. KOBAYASHI, K. SATO, K. OISHI, et K. IIDA. « Development of Oocyte Rotation System for Biological

- Cell Manipulation ». In *Proc of the 32nd International Symposium on Robotics - ISR2001*, Seoul - Korea, 19-21 April 2001.
- [117] B. UNGER et R. HOLLIS. « Design and operation of a force-reflecting magnetic levitation coarse-fine teleoperation system ». In *Actes de International Conference on Robotics & Automation (ICAR04)*, pages 4147–4152, New Orleans, LA, avril 2004.
- [118] F. VINET, P. CHATON, et F. FOUILLET. « Microarrays and microfluidic devices : miniaturized systems for biological analysis ». *Microelectronic engineering*, 61-62 :41–47, 2002.
- [119] B. VOGELSTEIN et D. GILLESPIE. « Preparative and analytical purification of DNA from agarose ». In *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, volume 76 of *Biochemistry*, pages 615–619, Februaury 1979.
- [120] W.H. WANG, L. MENG, R.J. HACKETT, R. ODENBOURG, et D.L. KEEFE. « Limited recovery of meiotic spindles in living human oocytes after cooling-rewarming observed using polarized light microscopy ». *Human Reproduction*, 16(11) :2374, 2378 2001.
- [121] X. WANG, X-B. WANG, et P.C.R GASCOYNE. « General expressions for dielectrophoretic force and electrorotational torque derived using the Maxwell stress tensor method ». *J. Electrostatics*, 39 :277–295, 1997.
- [122] U.B. WENNERHOLM, C. BERGH, L. HAMBERGER, K. LUNDIN, L. NILSSON, et M. WIKLAND. « Incidence of congenital malformations in children born after ICSI ». *Human Reproduction*, 15(4) :944–948(5), April 2000.
- [123] C.B. WILIAMS et AL.. « Modelling and testing of a frictionless levitated micro-motor ». *Sensors & Actuators A61*, pages 469–473, 1997.
- [124] S.D. WILSON et W.L. CLARKE. *Method for trapping manipulating and separating cells and cellular components utilizing a particle trap*. United States Patent, Patent Number US 5 752 606, 19 May 1998.
- [125] Y. H. WU, P. ZHANG, S. X. LI, F. LI, et Y. BAI. « Micromachined electromagnetic mixer ». In *ACTUATOR 2004, 9th International Conference on New Actuators*, pages 561–564, Bremen, Germany, Juin 2004.
- [126] C. YAMAHATA, M. CHASTELLAIN, V. K. PARASHAR, A. PETRI, H. HOFMANN, et M.A.M. GILS. « Plastic micropump with ferrofluidic actuation ». *Journal of microelectromechanical systems*, 10(1) :96–102, février 2005.
- [127] K. YANAGIDA, H. KATAYOSE, et K. HOSHI. « Effect of electrical stimulation on oocyte activation after intracytoplasmic sperm injection” ». *J.Mamm, Ova Res.*, 14 :132–138, 1997.
- [128] B. YANG, C. PRELLE, F. LAMARQUE, M. BONIS, et H. TAO. « Development of a mini actuator based on giant magnetostrictive materials ». In *Proceedings of IWMMF’04*, pages 640–645, 2004.
- [129] Z. YONGSHUN, W. HUIYING, Z. RUIXIA, G. RUI, et J. ZHENYUAN. « Bidirectional Moving Principle of A Wireless Micro Robot Based on Giant Magnetostriction Actuator ». august 2004.

- [130] X. YU, H. ZHANG, T. LI, et D. ZHANG. « Design of high-sensitivity cantilevers ». In *Proc. of the Int. Workshop on Microfactories*, pages 569–73, Shangai, China, October 2004.
- [131] H. ZHANG, Y. BELLOUARD, E. BURDET, R. CLAVEL, A-N POO, et D. W. HUTMA-CHER. « Shape Memory alloy Microgripper for Robotic Microassembly of Tissue Engineering Scaffolds ». In *Proceedings of the 2004 IEEE ICRA*, pages 4918–24, New Orleans, USA, April 2004.
- [132] Q. ZHOU, B. CHANG, et H. N. KOIVO. « Ambient environment effects in micro/nano handling ». In *Proc. of the Int. Workshop on Microfactories*, pages 146–51, Shangai, China, October 2004.